

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Analýza oblouku na sjezdových lyžích a na snowblade

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vedoucí práce:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracoval:

Martin Jíša

Praha, leden 2006

Název: Analýza oblouku na sjezdových lyžích a na snowblade.

(Analysis of turning on slalom skis and snowblade.)

Cíl práce: Srovnání kineziologického obsahu pohybu při jízdě na lyžích a jízdě na snowblade.

Metoda: EMG měření v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.

Výsledky: Nebyl nalezen významný rozdíl v kineziologickém obsahu mezi obloukem na sjezdových lyžích a snowblade. Snowblade jsou vhodnější pro didaktický proces učení zatáčení na lyžích než sjezdové lyže - a to v případě menší fixace pohybového stereotypu.

Klíčová slova: svalové řetězce, elektromyografie, postura, sjezdové lyže, snowblade.

Rád bych touto cestou poděkoval:

Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení, poskytnutí potřebných podkladů a cenných rad při zpracování práce. Dále děkuji za vypracování názorných obrázků, které jsou cenným přínosem mé práce. Zvláštní poděkování patří panu Karlu Zelenkovi z vývojové dílny UK FTVS v Praze za to, že vyvinul a uvedl v provoz mobilní elektromyografické měřicí zařízení. To umožnilo získat data pro tuto diplomovou práci.

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně a uvedl všechny literární prameny v práci použité.

V Praze dne 9. 4. 2006

Podpis diplomanta

.....

Svoluji k zapůjčení mé diplomové práce k účelům studijním. Prosím, aby byla uvedena přesná evidence vypůjčovatelů a upozorňuji je na to, že musí pramen údajů citovat.

Jméno a příjmení, adresa bydliště	Číslo OP	Datum výpůjčky	Poznámky

Obsah

1. Úvod.....	7
1.1. Úvodní slovo.....	7
1.2. Rešerše literatury	9
2. Cíle a úkoly práce	12
2.1. Cíl práce.....	12
2.2. Úkoly práce.....	12
3. Charakteristika disciplín	13
3.1. Technika jízdy na sjezdových lyžích a na snowblade	13
3.1.1. Snowblade.....	13
3.1.2. Sjezdové lyžování.....	18
4. Teoretická východiska	21
4.1. Elektromyografie	21
4.1.1. Historie elektromyografie.....	21
4.1.2. Historie kineziologické elektromyografie	21
4.1.3. Povrchová elektromyografie (surface EMG - SEMG)	25
4.1.4. Faktory ovlivňující EMG signál při použití povrchových elektrod.....	26
4.1.5. Artefakty	27
4.1.6. Zpracování elektromyogramu z povrchových elektrod	28
4.1.7. Kožní odpor	29
4.1.8. Hodnocení EMG křivky.....	29
4.2. Svalové řetězce	30
4.3. Lokomoce při sportu.....	31
4.4. Centrace kloubu	32
4.5. Kategorie carvingu.....	36
4.5.1. Základní carvingový oblouk	39
4.6. Postura a pohybová koordinace	42
4.6.1. Svalový tonus.....	44
4.6.2. Svalová nerovnováha.....	45
5. Metodická část	47
5.1. Popis osoby, na které byla analýza provedena	47
5.2. Popis techniky měření a použitých instrumentů.....	48
5.3. Vybavení.....	50
5.4. Prezentace způsobu vyhodnocení dat	50
5.5. Lokalizace elektrod.....	52
6. Výsledky a diskuse	58
7. Závěr	73
Seznam použité literatury	76

1. Úvod

1.1. Úvodní slovo

Proces vzájemné součinnosti člověka s prostředím rozvíjí celý systém vědomých aktivních činností. Nutno ovšem připomenout, že kvalita lidské přirozenosti pohybů je realizována v rámci geneticky determinovaných mezí biologického základu. Genetické naprogramování biologických základů má však jistou míru volnosti, která umožňuje modifikovat morfologické, fyziologické a biochemické reakce organismu. Tomuto podléhají regulační mechanismy, které se podílejí na řízení těchto pochodů. (Melichna 1990). Pod pojmem regulační mechanismy míníme i řídicí procesy CNS, které nám vytvářejí celkovou strukturu pohybu.

Zabýváme-li se posturou, rozumíme tím zaujatou polohu těla a jeho částí v klidu. Není to pouze neměnná se poloha, ale proces udržování jeho polohy vůči měnícím se podmínkám vnitřního i vnějšího prostředí. Posturou každý pohyb začíná i končí. Sjezdové lyžování není lokomoční činnost. Jedná se o pohybovou aktivitu, která je zajišťována převážně právě prostřednictvím postury. Tento faktor ovlivňuje mnoho již zmiňovaných vnitřních a vnějších činitelů, mezi které mimo jiné patří i délka a typ lyží. Proto jsem se v této práci rozhodl právě tento faktor důkladněji prozkoumat a pomocí elektromyografie najít odlišnosti v zapojování svalových řetězců při jízdě na slalomových lyžích a jízdě na tzv. snowblade.

Dosažení vzpřímené polohy stoje je výsledkem geneticky zabudovaného programu, který je vlivem zevních a vnitřních podmínek přizpůsobován potřebám jedince a výsledkem je individuální vzpřímené držení. Nacházíme znaky společné nám všem, ale i znaky charakteristické pro jednotlivce, které nás odlišují. Proto je vhodné přistupovat k člověku jako k originálu, k individualitě a pamatovat, že i když máme něco společného, značně se jeden od druhého lišíme a platí-li něco pro jednoho z nás, nemusí to platit pro druhého nebo ostatní.

Stejný přístup musíme mít nejen při posuzování vzhledu, chování, jednání, pohybu, ale i v přístupu diagnostickém, kde jsme ovlivněni snahou vše vysvětlit, zařadit, nastolit řád a pořádek. Ale lidský organismus i příroda jsou velmi složité systémy, na které lze aplikovat teorii neurčitosti, kdy nejsme schopni říci, jak se zachovají v příštím okamžiku, jak budou reagovat na tu či onu situaci. A tak normy, které nám dnešní doba a společnost vnucuje, musíme přijímat s určitým nadhledem. Neodlišujeme se jen držením těla, ale i pohybovým (motorickým) chováním. Proto stejný pohyb, vedoucí ke stejnému cíli a pozorovateli jeví se jako stejný, může být u dvou jedinců proveden různě aktivovanými svaly. Podobně i u téhož člověka, který opakovaně provede stejný pohyb, se v důsledku změněné aference a jí přizpůsobenému pohybovému chování dochází k odlišné svalové aktivaci (Mulder 1997). K zjištění skutečné funkce jednotlivých svalů v konkrétním pohybu nestačí proto morfologický přístup zkoumání. K tomu je třeba použít funkčních metod jakou je elektromyografie, která ve spojení s počítačovým vyhodnocením umožní stanovit přesný podíl jednotlivých svalů v uvažované poloze či pohybu těla (Linc, Král, Véle, 1991).

V poslední době se stává stále více oblíbenou činností v zimních měsících sjezdové lyžování. Snahou veřejnosti je naučit se co nejefektivněji (a někdy také nejefektivněji) ovládat techniku sjíždění a zatačení. Aby se však jejich snažení dobralo úspěšného cíle, musí se během svého učení seznámit s jistými fakty a pravidly, které s sebou lyžování přináší.

Jak už bylo řečeno, postura je ovlivňována mnohými vnitřními a vnějšími činiteli. Jeden z nejvýznamnějších bude v této práci vybavení, na kterém bude měření probíhat. Je zřejmé, že důležitou roli hraje délka a šířka a typ použitých lyží. Dnešní výrobci nám na trhu nabízejí mnoho druhů lyží, se kterými se ještě v této práci blíže seznámíme. Mnoho typů lyží se odvíjí od snahy co nejvíce se přizpůsobit ostatním vnějším podmínkám, které na lyžaře působí. To znamená, že i udržování postury na typu lyží závisí.

1.2. Rešerše literatury

Lyžování široké veřejnosti můžeme rozdělit na sjezdové a běžecké. Ostatní formy jsou např. akrobatické skoky atd., které hrají v rekreačním lyžování nepodstatnou úlohu.

Běžecké lyžování je typickou aktivitou realizovanou v režimu lokomoce, kde do této lokomoce je zapojen pletenec pánevní i pletenec ramenní.

Sjezdové lyžování je naproti tomu aktivita, která je realizována v režimu zajištění postury v podmínkách gravitace, odstředivé síly, brzdných sil. Vlastní pohyb lyžaře způsobuje gravitace působící na nakloněné rovině svahu. Proto budou v následujících odstavcích uvedeny názory některých autorů právě na zajištění postury.

Názory na posturální svalovou aktivitu stoje

Véle (1997)

Podle Véleho má být úroveň svalové aktivity ve stoji nízká, ale nesmí zcela vymizet.

Vnitřní svaly nohy se aktivují při adaptaci na terén, který mají proprioceptivně vnímat a nastavují profil nohy při iniciaci vzpřímeného držení. Vnější svaly nohy slouží k udržení stabilní polohy ve vzpřímeném stoji, které je trvale doprovázeno nepatrným kolísáním. Trvalou aktivitu vykazuje m. soleus, ale m. gastrocnemius má být v klidu. Aktivita těchto svalů se zhoršuje při zhoršené stabilitě nebo při vyřazení optické kontroly.

Nestačí-li aktivita těchto svalů k udržení stoje, rozšiřuje se aktivita na svaly stehenní a svaly trupu a při špatné stabilizaci může vést až k rozšíření opěrné báze úkrokem.

Funkce svalů stehenních ve stoji je velmi variabilní a pravděpodobně souvisí s tím, jaké pohybové programy při vzpřimování, stoji a lokomoci si člověk během svého pohybového vývoje vytvořil.

M. quadriceps femoris se uplatňuje při posturální nejistotě, kdy už práce distálních svalů nestačí nebo při stavech připravenosti k rychlé změně polohy. Dvoukloubové svaly (m. tensor fasciae latae, m. rectus femoris, adduktory kyčelního kloubu svaly ischiocrurální) se na udržení vzpřímeného stoje podílejí u vadného držení. Adduktory kyčelního kloubu stoj staticky stabilizují a pro svůj nízký práh dráždivosti jsou trvale aktivní. M. iliopsoas je při stoji trvale zatěžován, brání pádu trupu nazad a zvyšuje bederní lordózu. Jeho partnerem je m. gluteus maximus, který zabraňuje pádu trupu dopředu. M. gluteus medius stabilizuje pánev v rovině frontální.

Na trupu aktivitu nalézáme ve svalech, které patří k hlubokému stabilizačnímu systému.

Na postavení hlavy ve stoji se podílí hluboký stabilizační systém, a m. trapezius, který svou funkcí ovlivňuje postavení hlavy, pletence ramenního a horní poloviny trupu.

Linc, Král (1987)

Linc a Král prováděli EMG studii v oblasti hlezenního kloubu. Došli k závěru, že posturální funkci nohy zajišťuje m. soleus, na jehož činnost navazuje m. gastrocnemius. Čím vyšší jsou nároky na udržení polohy, tím více je m. soleus angažován, tedy m. soleus má převážně funkci stabilizační. M. peroneus longus byl aktivní a m. tibialis anterior u většiny pokusných osob inaktivní. Aktivita v m. tibialis anterior se objevila u osob, které měli potíže s udržením rovnováhy.

Nardone a Schieppati (1988)

Nardone a Schieppati pomocí EMG sledovali změny ve vybraných svalech (m. soleus, m. gastrocnemius, m. tibialis anterior, m. quadriceps femoris a m. biceps femoris), kdy z polohy klidného stoje vyzvali pokusnou osobu ke stoji na špičky a poté ke stoji na paty. V klidném stoji zaznamenali aktivitu v m. soleus, malou aktivitu v m. biceps femoris a u dvou ze šesti pokusných osob zaznamenali i aktivitu v m. gastrocnemius.

Kolář (1995)

Kolář Provedl PEMG studii svalů bérce, kdy poukazoval na funkci těchto svalů v souvislosti s anatomickými poměry nohy hodnocenými plantografickým vyšetřením. Bipolární snímací technikou zaznamenával aktivitu z m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. soleus a obou hlav m. gastrocnemius. Elektrickou aktivitu snímal v poloze stoje spojného, stoje rozkročného (na šířku ramen) a stoje rozkročného s činkou na ramenou. (pozn. PEMG = povrchová elektromyografie)

Došel k závěru, že ve vzpřímeném stoji je vždy aktivita ve svaích plantárně flektujících a jejich aktivita je zcela individuální.

Jako hlavní sval zajišťující vzpřímený stoj se jeví m. soleus, ve kterém byla aktivita nalezena ve všech případech. Méně často byla aktivita nalezena v m. gastrocnemius a m. peroneus longus. Aktivita m. tibialis anterior korelovala s úrovní rovnováhy a s morfologickými kvalitami nohy. Dále došel k závěru, že m. peroneus longus se účastní na příčné klenbě nožní.

Linc, Kolář, Jelen (1987)

Linc, Kolář a Jelen v rámci studie posturální dynamiky elektromyograficky snímali aktivitu z m. gluteus maximus, m. erector spinae a dolní části m. trapezius. Svaly bérce nesnímali, protože se v předchozích experimentech přesvědčili o jejich aktivitě modifikované morfologickými poměry nohy. Hodnotili pět jejich poloh a pohybů. Z poloh hodnotili stoj rozkročný (na šíři ramen) a stoj na jedné dolní končetině.

V rámci těchto poloh došli k závěrům, že:

- Při základním stoji akrální svaly stačí korigovat výchylky těžiště.
- Ve stoji rozkročném mají jednotliví probandi odlišnou posturální svalovou aktivitu.
- Při náročnější posturální poloze dochází k disto-proximálnímu šíření aktivity, primárně se zvýší aktivita ve svaích akrálních a při větším posunu těžiště i svaly axiální.

2. Cíle a úkoly práce

2.1. Cíl práce

Srovnání kineziologického obsahu pohybu při jízdě na lyžích a jízdě na snowblade.

2.2. Úkoly práce

- 1) Charakterizovat oblouk v alpském lyžování jako problém zajištění postury ve variabilních vnějších podmínkách.
- 2) Stanovit možnosti objektivního sledování zapojených svalových skupin při zajišťování postury v průběhu vykonávaného oblouku.
- 3) A) Analýza oblouku na sjezdových lyžích.
B) Analýza oblouku na snowblade.
- 4) Porovnat kineziologický obsah oblouku na sjezdových lyžích a na snowblade.

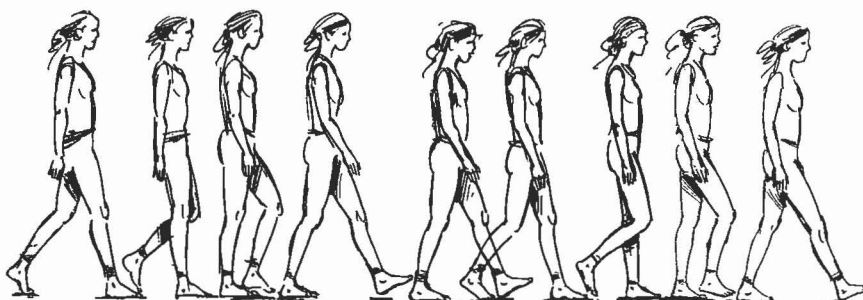
3. Charakteristika disciplín

3.1. Technika jízdy na sjezdových lyžích a na snowblade

3.1.1. Snowblade podle Kračmara (2005)

Chůze je nejpřirozenější pohybovou aktivitou člověka. Tento pohyb se vytvářel v dlouhém vývoji živočišných druhů a jeho rozvoj znovu probíhá v raném dětství u každého zdravého jedince. Z původního plazení a chůze po čtyřech nám po dávných živočišných předcích zbyl pohyb po dvou dolních končetinách doprovázený vyrovnávajícími souhyby paží (obr.1). Chůze nám je vývojově odkázána a nemusíme se jí učit, u dítěte se (za přispění sociálního okolí) rozvíjí automaticky a nepotřebuje učitele.

Obr.1



Obr. 2

Při výuce jednotlivých sportovních aktivit je vhodné vzít v úvahu, nakolik je chůzový mechanismus ve struktuře dané aktivity obsažen.

Můžeme tak k chůzi přiblížit běh, skoky, bruslení in-line (obr.2) i na ledě, běh na lyžích, ale i šplhání po laně, po skále nebo horolezecké stěně.



Podobně jako při chůzi se pohybuje v prostoru celé tělo a je přitahováno k pevným bodům na podložce, na skále, na laně nebo je od těchto bodů odráženo nohama nebo rukama většinou směrem vpřed.

Chůzi bude naopak velmi vzdálen odpal softbalovou pálkou, jízda na saních nebo shyb na hrazdě. Pro chůzi je charakteristické mimo jiné odvíjení plosky nohy po podložce a následný odraz a střídavá práce horních a dolních končetin, které pracují zkříženě, tzn. vpřed jde pravá dolní a levá horní končetina a opačně (obr.3).

Obr. 3

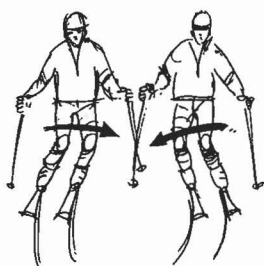


Všechny pohyby, které jsou podobně, tj. zkříženě a diagonálně uspořádány, jsou pro člověka přirozené, lépe naučitelné a udržitelné po dlouhou dobu.

Při jízdě na sjezdových lyžích nevzniká (kromě bruslení, odšlapování a odpichu hůlkami) pohyb tak, že bychom se přitahovali k pevnému bodu nebo od něj odráželi. Pohyb lyžaře způsobuje gravitace. Úkolem lyžaře není zajištění pohybu vpřed, ale udržení rovnovážného postavení při jízdě z kopce nebo při zatáčení. Při obloucích lyžař zajišťuje postavení (posturu) proti gravitaci, odstředivé síle a proti brzdě síle vznikající třením lyží o sníh.

Současný velmi vykrojený tvar lyží umožňuje zatočit při pouhém překlopení obou lyží na levé hrany nebo obou lyží na pravé hrany lyží. Zdálo by se tedy, že před lyžařským instruktorem nebo rodičem je velmi snadný úkol. Naučit začátečníka překlopit obě lyže na jednu nebo druhou stranu (obr. 4). Proč to však tak snadné není?

Obr. 4



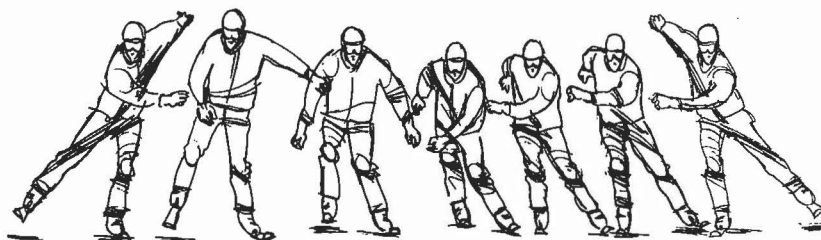
Co je pro člověka při zajištění stoje běžné? Stoj (postura) je v zemském gravitačním prostředí zajišťován zcela automaticky a vytvořil se vývojem v raném dětství. Člověk automaticky udržuje rovnováhu a spotřebuje při tom velmi málo energie. Při symetrickém stoji (který není běžný, běžně se střídá stoj asymetrický) jsou chodidla na podložce vytočena mírně špičkami od sebe přibližně v šíři pánve.

Při ohrožení stability v dopravních prostředcích, při nevolnosti, při únavě, na kluzkém terénu apod. dochází k rozšíření stoje. Opora se tak přesouvá ke vnitřním hranám chodidel, z této hrany se člověk odrazí pro znovunabytí rovnováhy. Stoj na celé ploše chodidla a odraz z jeho **vnitřní hrany** je pro nás zcela přirozený. Naopak se nikde v našem přirozeném vývoji nenachází zajištění stoje nebo odraz z **vnější hrany** chodidla.

Při výuce sjíždění a zatáčení na lyžích je velmi výhodné využít podobných pohybů, jako je lidská chůze. Pohyb je osvojován snadno a komplexně. Tento postup výuky umožňují velmi krátké, vykrojené lyže o délce do jednoho metru – **snowblade**. Na snowblade se jezdí bez holí, paže jsou zcela volné. Průpravné cvičení – bruslení vychází z chůzového mechanismu. Krátké lyže umožňují odraz jako na in-line bruslích.

Obr. 5

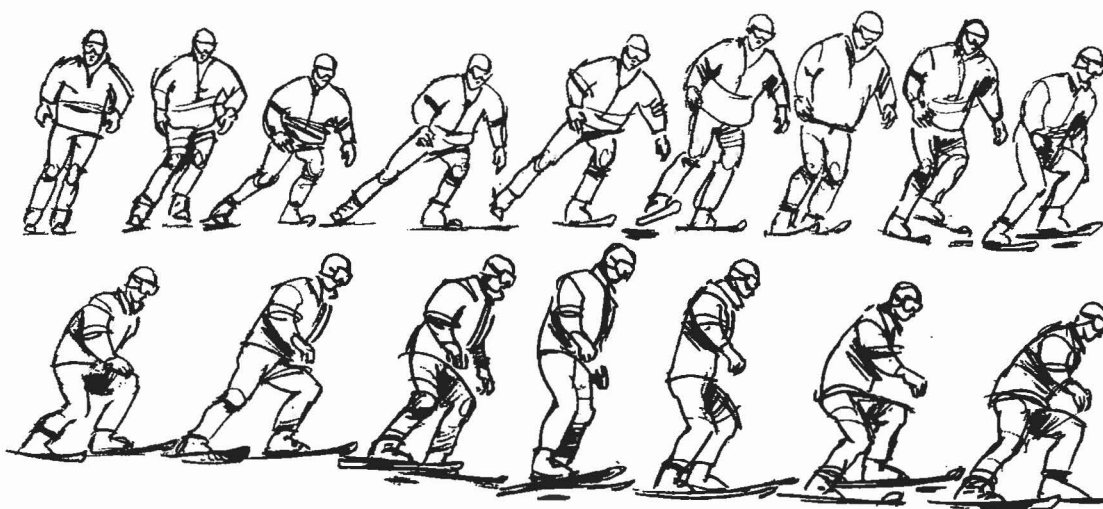
Intenzivně
se zapojují paže a
po velmi krátké
době dokáže



začátečník v mírném terénu velmi dobře bruslit. Spolupráce protilehlé paže a dolní končetiny ukazuje na diagonální charakter práce (obr. 5).

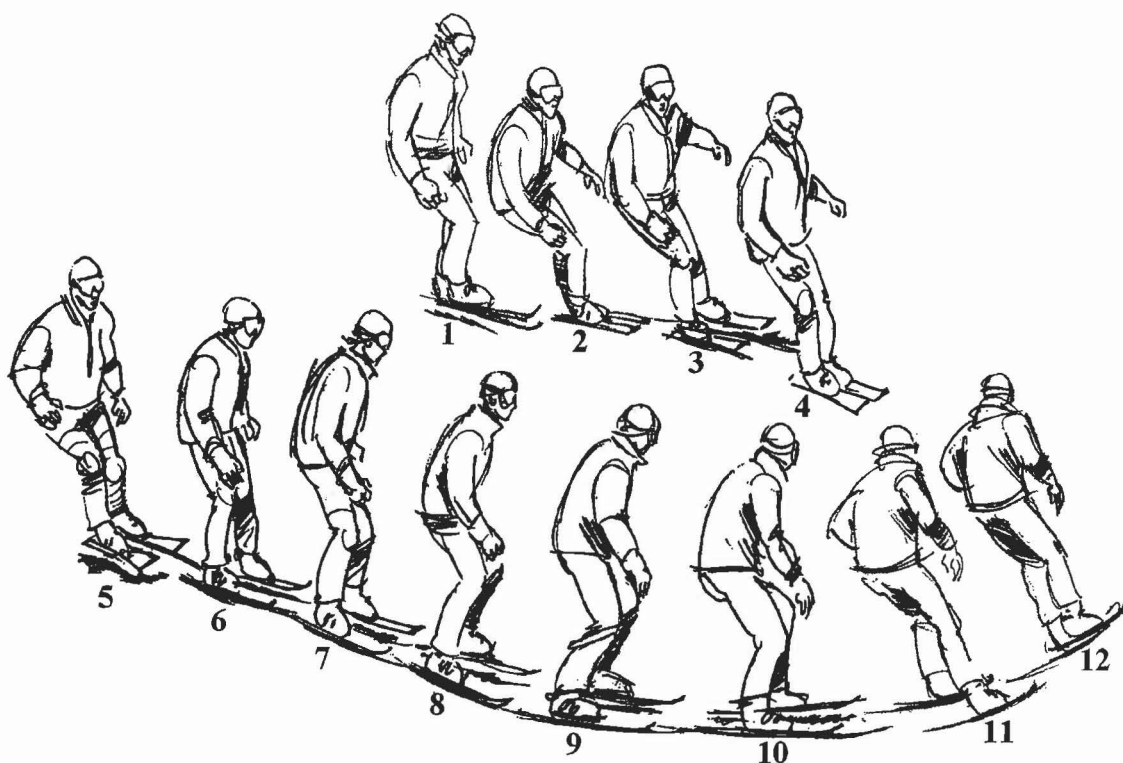
Je rovněž dokončen odraz nohou. Sledujeme tak modifikaci chůze. Při bruslení si lyžař bez problémů osvojí překlopení lyže na vnitřní hranu. Získá jistotu, reguluje si rychlost jízdy. Jak se ale dostat na zevní hranu vnitřní lyže? Velmi jednoduše. Po nácviku bruslení po rovině, do mírného kopce nebo po mírné spádnici přejdeme do jízdy šikmo svahem.

Obr. 6



Zde se lyžař, který bruslením získal jistotu, ocitá na krátký okamžik na zevní hraně vnitřní lyže. Postupně tento okamžik zesilujeme odrazem (obr. 6). Rozhodující okamžik překlopení hran nastává při napojení oblouků odšlapem – na obr. 7 mezi pozicemi 4 a 8. Lyžař to provede přirozeně za předpokladu, že po celou dobu nácviku zdůrazňujeme intenzivní doprovodnou střídavou práci horních končetin.

Obr. 7

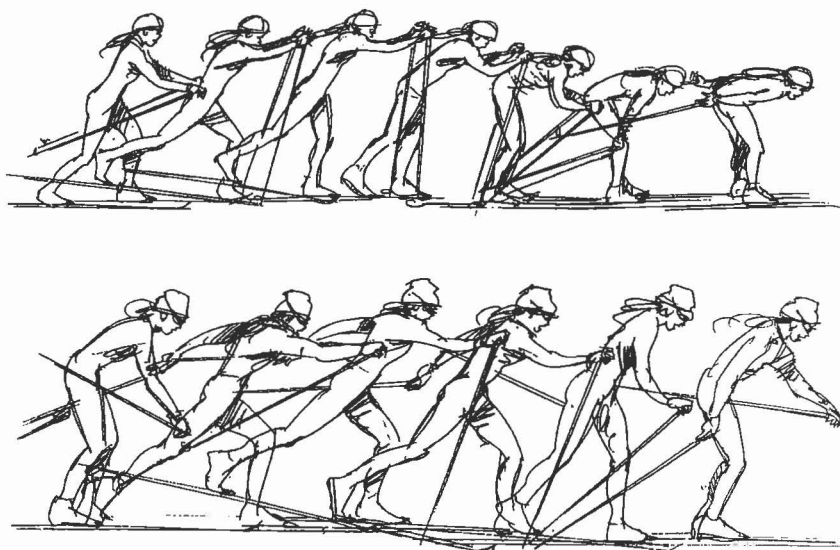


Tak se obtížný okamžik překlopení hran „schová“ do přirozeného pohybu, který je určen pro lidskou lokomoci. Zároveň v režimu tohoto „lokomočního“ pohybu lyžař zaujímá polohu, udržující rovnovážné postavení proti gravitaci, odstředivé síle a brzděné síle vzniklé třením. Je velmi jednoduché později přejít pouze do režimu pouhého zajištění polohy se zklidněním pohybů paží. Lyžař vlastně „v neurofyzilogicky ochranné přirozené lokomoční formě pohybu“ prožil i udržování polohy proti výslednici jmenovaných třech sil. Nebo ještě jinak řečeno: lyžař prováděl pohyb, který je velmi podobný lidské chůzi a nemusel na něj myslet. Jediným jeho úkolem bylo nezapomenout na intenzivní doprovodnou střídavou práci paží. Podvědomě, tzn. bezmyšlenkovitě je při zapojení paží celý pohyb řízen jako automatický program se správným nastavením všech částí pohybové soustavy. Podle Kračmara (2005) je využití těchto vývojových lokomočních principů efektivnější než slovní instrukce a v našich zemích tradiční analyticko-syntetický vyučovací postup.

3.1.2. Sjezdové lyžování podle Kračmara (2005)

Při běhu na lyžích klasickou technikou nebo bruslením se jedná o formu lidské lokomoce. Je nalezeno místo opory na pevné podložce, k němu se běžec prostřednictvím běžeckých lyží a holí přitahuje, realizuje svoji oporu vůči gravitaci a odráží se od něj (obr. 8). Podobnost s vrozenými a v ontogenezi člověka rozvíjenými pohybovými programy naznačují některé fenomény, nalézané rovněž v pohybovém programu volné bipedální chůze – fenomén trojflexe a trojextenze na dolní končetině nebo lokomoční charakter synergické práce dlouhých hlav m. biceps brachii a m. triceps brachii.

Obr. 8

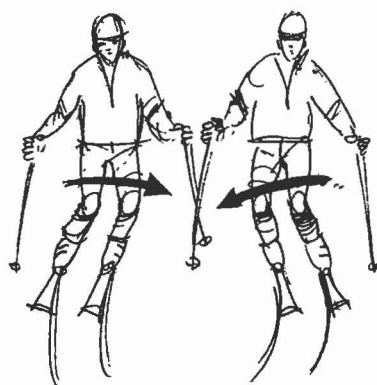


Jak už bylo řečeno v kapitole snowblade, sjezdové lyžování se na rozdíl od běhu na lyžích realizuje především prostřednictvím postury. Lokomoci nalézáme při odpichu holemi při zrychlování, při bruslení, odšlapování a při výstupech. Sjíždění a zatáčení na lyžích je umožněno díky gravitaci, která uvádí lyžaře do pohybu na nakloněném terénu. Lyžař zaujímá aktivní orientovaný postoj, kterým odpovídá na působení gravitace, odstředivé síly, odporu vznikajícího třením skluznice o sníh a odporu aerodynamického.

O zajištění postury se jedná u oblouků, které využívají dnes už běžného telemarského tvaru lyží. Vykrojení lyží umožňuje zatáčení lyží při kontaktu hrany s podložkou, k tomu dochází při náklonu lyžaře proti působení odstředivé síly (obr. 9). Není potřeba žádného jiného impulsu k uvedení lyží do točení. Všechny další snahy o iniciaci oblouku jsou nadbytečné a narušují efektivní a ekonomickou posturu lyžaře.

Určité prvky lidské lokomoce můžeme nacházet u různých alternativních oblouků – například oblouk s přeskokem, s přibrzděním, v hlubokém sněhu nebo u tzv. oblouků snožných.

Obr. 9



Prvek lidské lokomoce se zde uplatňuje v odrazu dolních končetin směrem vzhůru. Je buď proveden úplný přeskok nebo odlehčení lyží s následným rotačním impulsem pánve, ramen.

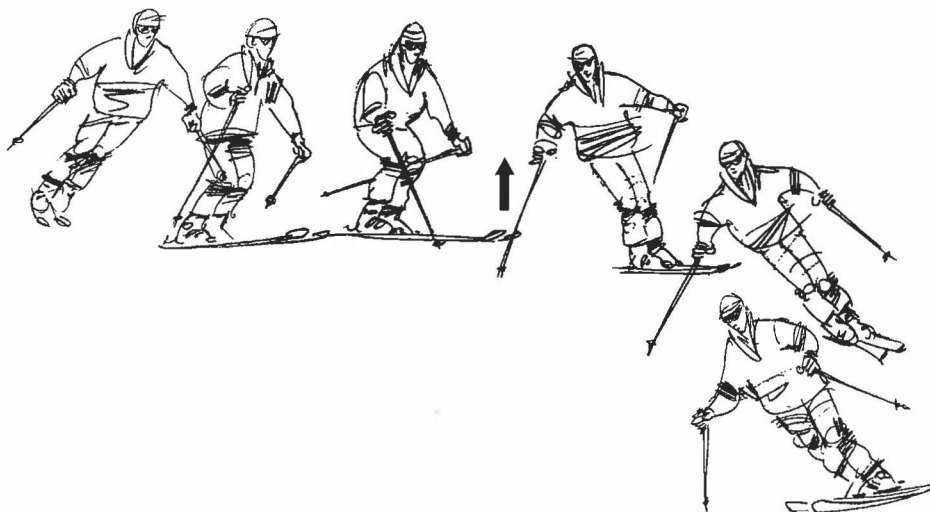
Z vývojového hlediska je jasná dominance HHK nad DDK. Je-li užito píchnutí holí, je odstartována lokomoce DDK, projevující se zde odrazem (obr. 10).

(Kračmar 2005)

DDK – dolní končetiny

HHK – horní končetiny

Obr. 10



4. Teoretická východiska

4.1. Elektromyografie

4.1.1. Historie elektromyografie

Počátek elektromyografie lze datovat do roku 1851, kdy byly použity jako registrační elektrody baňky s elektrolytem a registroval odpověď ze svalu při volní kontrakci, tak vznikl první lidský elektromyogram (Gooretal, 1984). Ještě v předminulém století byly objeveny motorické body, místa nejnižšího prahu pro podráždění svalu. V roce 1912 registroval Piper volní svalovou aktivitu jako opakované akční potenciály. Další zdokonalování měřících přístrojů a metod vyšetřování excitabilních struktur vedlo k uvedení termínů rheobase a chronaxie. Velký význam mělo zavedení koncentrické elektrody a akustického monitorování Adriánem (1929) a katodové trubice k registraci biopotenciálů Erlangerem a Gasserem (1922). Sherrington a Liddell definovali v roce 1925 základní strukturální a funkční jednotku motorického systému a nazvali ji motorickou jednotkou. V následujících desetiletích, a to hlavně během bouřlivého rozvoje ve 40. letech, byly objeveny nejrůznější EMG fenomény (fibrilace a fascikulace, myotonické výboje, pokles odpovědi u myastenie). V roce 1961 se uskutečnil I. mezinárodní elektromyografický kongres v Itálii (Keller, 1998, Goor et al, 1984).

4.1.2. Historie kineziologické elektromyografie

Ruku v ruce s expanzivním vývojem počítačové techniky se vyvíjela analýza neuromuskulárního řízení pohybu - kineziologická elektromyografie (KEMG), která předpokládá syntézu kinematického záznamu a EMG. Významné poznatky byly získány např. o koordinačních strategiích výskoku, o chůzi, o svalové aktivitě normálního a bolestivého ramene během plavání. Technologický vývoj systému 3D analýzy pohybu dovolil jeho uživatelské rozšíření a dá se předpokládat, že dále poroste zájem o elektromyografickou analýzu pohybových koordinačních vzorců a úloh odlišných od chůze (Kleissen et al, 1998).

Elektromyografie

Uplatnění povrchové elektromyografie si nachází svou cestu z neurologie, neurofyzologie, ortopedie, fyzioterapie do skupiny vědních oborů o tělesné výchově a sportu – kineziologie, biomechaniky, sportovního lékařství a dalších. Povrchová EMG v oblasti kineziologie vyšetřuje aktivaci svalů, koaktivaci svalových skupin v průběhu komplexního i selektovaného pohybu, vlivy zátěže na svalovou funkci, může sledovat proces terapeutického procesu, jakož i efekt tréninkového zatížení.

Metodika vyšetřování svalových aktivit pomocí povrchové EMG má své místo v hodnocení okamžiku a rychlosti nástupu i relativního poměru svalové aktivity při vyšetřování komplexních pohybových vzorů. Je uznávána vhodnost tohoto prostředku vyšetřování pro kineziologickou analýzu lidského pohybu včetně vyšetření chůze a postury (Rodová, Mayer, Janura 2001).

Povrchová elektromyografie dovoluje snadný přístup k procesům, zajišťujícím polohu a pohyb člověka. Operativnost formy EMG měření s bezdrátovým přenosem signálu umocňuje neinvazivnost a jednoduchost provedení detekce.

Nerespektování technických požadavků při procesu získávání a přenosu signálu však zvyšuje riziko nežádoucího ovlivnění EMG signálu. Při práci v terénu se v dnešní době prakticky nevyhneme náboru artefaktů, jejichž objektivní odstranění ze získaných dat je velmi problematické.

Povrchová elektromyografie registruje pomocí povrchových elektrod elektrické odezvy činnosti svalových skupin. Na elektromyogramu je zaznamenán elektrický ekvivalent dynamiky iontové výměny v oblasti membrány při aktivaci svalu. Záznam má podobu interferenčního vzorce a je výsledkem interference sumy potenciálů místních motorických jednotek v prostorové vazbě s přenosnými vodiči – s povrchem těla a snímacími elektrodami.

Parametry elektromagnetického signálu jsou logicky výrazně ovlivněny fyziologickými faktory – kvantitou, kvalitou a umístěním detekovaných motorických jednotek. K nim přistupují faktory metodického charakteru – metodika detekce, zpracování a interpretace získaných dat. V metodice měření spatřujeme důležitou lokalizaci elektrod.

Je doporučována vzdálenost elektrod 10 mm ve stopě střední linie svalu v oblasti největšího břicha svalu (De Luca, 1993). EMG signál je diferenciálně zesílen a elektronicky uložen ve formě souboru dat. Výsledná matematicky definovaná křivka je filtrována pro odstranění působících artefaktů v signálu. Převedení křivky pomocí Fast Fourier Transformation do funkce závislosti napětí (mV, V), na frekvenci (Hz, kHz) umožní stanovení horní hranice filtrace konkrétního měření (low pass filtry, eliminace frekvence nad 500Hz).

Snížení arteficiálního šumu znamená odstranit frekvenci 0 – 20Hz (high pass filtry). Nejčastější zůstatkové pásmo se pohybuje v rozmezí 50 – 150 Hz (Kadaňka a kol. 1994).

Integrace, rektifikace křivky je používána pro získání součtu křivky, oscilující v kladném a záporném pásmu, do absolutní hodnoty. Křivka v absolutní hodnotě v sobě skrývá možnou chybu při vzájemném odečtení protichůdných vrcholů. Graficky je možno křivku vyhladit. Získaný obrys je sice přehlednější, je však započtena chyba signálních artefaktů. Kvantifikace signálu je dána parametry: plocha pod křivkou usměrněné křivky, průměrná amplituda, vzdálenost nejvyšších vrcholů, průměrná frekvence, střední frekvence, celkový výkon EMG signálu.

Jednotlivé typy studií podporované povrchovou EMG můžeme pracovní rozdělit na sledování velikosti aktivace sledovaných svalů, sledování nárůstu únavy ve sledovaném svalu a timing neboli sledování aktivace svalu v čase.

Při sledování velikosti aktivace svalů je možné zjistit, zda je sval aktivní více, méně nebo vůbec. Studie (De Luca 1993, Rodová, Mayer, Janura 2001) uvádějí řadu argumentů, které nedovolují přesnější kvantifikaci naměřených charakteristik. Například při komparaci EMG signálu s produkcí svalové síly lze pouze konstatovat, že se zvyšující se velikostí síly, popř. rychlosti kontrakce dochází ke zvětšení amplitudy signálu. Linearita ani jiná charakteristika vztahu nebyla spolehlivě prokázána (De Luca 1993). Uspokojivé výsledky jsou dosahovány při relativně izolovaných měřeních izometrického charakteru práce či při aktivacích zajišťujících pouze pomalé pohyby (Karas, Otáhal 1972).

Při sledování komplexních pohybových projevů je výhodnější zaměřit se na časovou souvztažnost aktivací jednotlivých svalových skupin. Sledování cyklických, lokomočních pohybových projevů je běžné (in Zwiack, Kollmitzer, 1994).

V souvislosti s nástupem svalové síly je nutné mít na zřeteli zpoždění mezi elektrickou aktivitou a nástupem mechanické odpovědi. Fyziologické zpoždění je ovlivněno faktory jako stavba a složení svalu, převažující typ vláken, rychlost motorické jednotky, elastické vlastnosti svalů a vazů. Při pomalé kontrakci může zpoždění dosahovat až 1,5 sec. Dosažení konkrétní hodnoty aktivace u rychlé akce sledujeme již po 0,2 sec. Při porovnávání nástupu aktivace více svalů vzájemně je za hranici rozlišitelnosti považována jednotka 0,1 sec. Tato hodnota vychází z času, který je v řádu ovlivnitelném šířením potenciálu ve svalu od místa inervace a který je ovlivnitelný již samotnou vzdáleností elektrod od inervační zóny. Stanovení pořadí nástupů aktivace jednotlivých svalů rozlišením pod hranicí 0,1 sec není proto možné.

Elektromyografické metody lze dle stavu snímaného svalu rozdělit do 3 skupin:

- Nativní EMG – snímání EMG při úplném uvolnění svalu
- EMG při funkčním zatěžování svalu – záznam spontánní motorické aktivity
- Stimulační elektromyografie, která používá elektrické dráždění svalu (Svatoš, 1998)

Podle způsobu snímání změn elektrické aktivity rozeznáváme 3 typy EMG:

- Jehlová elektromyografie
- Povrchová elektromyografie
- Elektromyografie používající multielektrody

4.1.3. Povrchová elektromyografie (surface EMG - SEMG)

SEMG poskytuje snadný přístup k fyziologickým procesům, které přímo souvisejí se vznikem pohybu a produkováním síly. Elektrody přiložené na kůži sval nezraňují a jsou použitelné v nejrůznějších pohybových podmínkách. Tato metoda ale vyžaduje důsledné respektování technických požadavků v oblasti detekce a zpracování signálu (Rodová, 2001).

Povrchová elektromyografie detekuje akční potenciály z povrchu těla, které vznikají během svalové kontrakce překrytím sumačních akčních potenciálů většího počtu motorických jednotek, umístěných v blízkosti plošné elektrody. Snímat elektrickou aktivitu svalu lze pomocí elektrod monopolárních, bipolárních a multielektrod (Karas, Otáhal, 1990).

Monopolární uspořádání, během kterého se používá pouze monopolární elektroda a zemnicí elektroda, je technicky nejméně náročné, ale jeho nevýhodou je zachycení velkého množství rušivých signálů. Pro analýzu pohybuje nejčastěji používané bipolární uspořádání, kde je signál detekován dvěma aktivními elektrodami a zemnicí elektrodou. Při zpracování záznamu se pracuje s rozdílem potenciálů přiváděných z aktivních elektrod. Rozdíl je zesílen v zesilovači. Touto diferenciální metodou jsou z dalšího zpracování vyloučeny výkyvy potenciálů současně snímané na obou elektrodách, které mají arteficiální původ.

Dvojitě diferenciální metoda používá multielektrody a elektrický signál je snímán třemi aktivními elektrodami a zemnicí elektrodou. Toto uspořádání umožňuje získat dvojici bipolárních signálů, které se znovu diferenciálně zesílí. Výsledný záznam je téměř bez rušivých signálů, ale nevýhodou této metody je snímání signálu z menší plochy svalu (in Rash, 1995).

4.1.4. Faktory ovlivňující EMG signál při použití povrchových elektrod

Elektromyografický signál vypovídá o velikosti aktivace svalu, avšak velikost jednotlivých parametrů signálu není zdaleka ovlivněna jen fyziologickými a anatomickými faktory, ale i faktory metodického postupu detekce a zpracování signálu (Rodová, 2001). I při perfektním technickém zpracování je výsledný záznam ovlivněn anizotropií a nehomogenitou tkáně, která se nachází mezi sarkolemou svalového vlákna a elektrodou snímající změny elektrického napětí. Základní kauzální (příčinné) faktory ovlivňující SEMG signál lze rozdělit na vnější a vnitřní. Vnější faktory jsou závislé na velikosti, tvaru a lokalizaci elektrod. Povrchové elektrody snímají pouze aktivní svalová vlákna z okolí elektrody (tzn. není zachycen signál všech motorických jednotek podílejících se na vzniku kontrakce, nýbrž jen detekovaných motorických jednotek). Počet snímaných aktivních motorických jednotek je ovlivněn velikostí povrchu elektrody. Pokud je elektroda umístěna na laterální části svalu, existuje riziko, že v elektrickém signálu bude zahrnuta aktivita motorických jednotek sousedních svalů. Ideální umístění je v motorickém bodu svalu, který se většinou nachází uprostřed svalového bříška. Frekvence i amplituda signálu jsou také pozměněny blízkostí inervační zóny svalu nebo myotendinózní části svalu a vzdálenost mezi aktivními elektrodami má vliv na šířku frekvenčního pásma. Fyziologické, anatomické a biochemické vlastnosti vyšetřovaného svalu patří mezi vnitřní kauzální faktory. Signál je ovlivněn počtem detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typem a průměrem svalových vláken, hloubkou a umístěním aktivních svalových vláken, množstvím tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami a prokrvením dané oblasti.

Pro snímání signálu povrchovou elektromyografií je nejvhodnější izometrická kontrakce, jelikož při ostatních typech kontrakce dochází k pohybu tkání a elektrod. Tento pohyb může vést ke změně prostorové interference signálu a také k detekci nových aktivních jednotek nebo naopak k odstranění detekce původních motorických jednotek (DeLuca, 1993).

4.1.5. Artefakty

Artefakty jsou odchylky projevující se na základní linii EMG záznamu, které nejsou způsobeny elektrickou aktivitou ze zkoumaného svalu. Odchylky záznam deformují, ruší, mohou způsobit nečitelnost záznamu a vzácně tvarem napodobují normálně se vyskytující potenciály, které mohou vést k mylnému závěru (Dufek, 1995, Tlapáková, 1981).

Artefakty mohou být způsobeny např. nedostatečným uzemněním, špatnou fixací elektrod na kůži, záznamem jiných napěťových změn (radiové vlny, kardiostimulátor), nesprávným chodem přístroje nebo mechanickým dotykem převodních drátů, které se projeví ve všech kanálech. Jsou odstranitelné po odstranění technické chyby, která má nejčastěji zevní příčinu.

Existuje mnoho příčin jejich výskytu:

- Elektrodový šum vzniká na kontaktu elektrody a gelu či gelu a kůže polarizací elektrody. Proto se elektrody vyrábí z inertních kovů, tedy materiálů, které jen nepatrně polarizují (např. chlorid stříbrný - Ag Cl). Šum narůstá se zmenšujícím se povrchem elektrody. K odstranění je nutno doplnit gel, odmastit kůži a odstranit zrohovatělou epidermis.
- Zesilovačový šum je z různých složek zesilovače. Je vysokofrekvenční a projeví se ztluštěním bazální linie.
- Porucha uzemnění nastane při použití vadné či suché zemnicí elektrodě či při jejím nevhodném umístění. Dochází k elektromagnetické interferenci se střídavým síťovým proudem, objevují se pravidelné vlny o frekvenci 50 Hz.
- Pohybové artefakty jsou dané skluzem elektrody po povrchu kůže, vznikají buď na rozhraní gel-kov nebo gel-kůže. Dochází ke změně impedance mezi elektrodou a kůží. Otíráním vzniká na elektrodě elektrostatický náboj měnící podmínky snímání potenciálů.
- Pocení také mění impedanci na rozhraní kůže-gel. Projeví se nestálou bazální linií s četnými arteficiálními vlnami (Dufek, 1995).

4.1.6. Zpracování elektromyogramu z povrchových elektrod

Nejběžnější typ zpracování diferenciálně zesíleného elektromyografického signálu je frekvenční filtrace. Frekvence nad 500 Hz jsou často eliminovány použitím tzv. low pass filtrů, frekvence pod 10-20 Hz jsou potlačeny tzv. high pass filtry. Frekvence jsou potlačeny tím více, čím je jejich odchylka vyšší. Frekvence mezi horním a dolním filtrem jsou naopak zesíleny maximálně. Zvláštním typem filtrů jsou tzv. notch filtry, které umožňují potlačit jen některou frekvenci. Použití mají někdy při odstraňování síťové frekvence 50 Hz rušící záznam, nevýhodou je současné potlačení odpovídající části spektra chtěného záznamu (Dufek, 1995).

U většiny pohybových analýz se používá EMG signál, který je upraven pouze filtrováním. Základní potřebnou informací je doba, kdy se daný sval začne účastnit pohybu a kdy přestane být aktivní (Rash, 1995). Pro podrobnější zhodnocení pohybu lze elektromyografický signál kvantifikovat některým z následujících parametrů: průměrná amplituda, plocha pod křivkou plně usměrněného elektromyografického signálu, průměrná frekvence, střední frekvence a efektivní hodnota signálu (rms). Průměrnou frekvenci stanovíme z počtu zakolísání křivky za určitou dobu. Zde vycházíme z předpokladu, že regulace elektrické aktivity svalu z CNS souvisí s pohybovým efektem vzhledem k okolí. Frekvence zaznamenaná povrchovými elektrodami je považována za vzorek, informující o frekvenci celého svalu.

Fourrierova transformace sloužící k frekvenční analýze EMG rozloží signál na jednotlivé harmonické složky a zjistí jejich amplitudu a frekvenci. Autokorelační analýza EMG porovnává signál se zpožděným signálem stejného charakteru, oproti tomu vzájemná korelační analýza EMG porovnává signály z různých svodů (Karas, Otáhal, 1990).

4.1.7. Kožní odpor

Kožní elektrický odpor je pasivní bioelektrický parametr, který se významně mění vlivem zevních a vnitřních parametrů (Pfeiffer, 1983).

Odpor kůže není na celém tělním povrch stejný, nejvodivější jsou potní žlázy, lze zde nalézt i velké interindividuální rozdíly ve velikosti kožního odporu od desítek až po stovky kQ.

Odpor mezi kůží a elektrodami se může v závislosti na změně teploty, prokrvení, pocení, vysychání gelu v průběhu měření významně měnit (Keller, 1999). Je-li kožní odpor příliš velký může zkreslit snímání signál.

Pro snížení kožního odporu se používá odmaštění kůže, odstranění odumřelých povrchových buněk pokožky skelným papírem a vodivá pasta. Čím menší bude odpor tkáně mezi elektrodami a svaalem, jehož potenciál měříme, tím méně budou výsledky zkresleny.

Autoři se různí v názoru na velikost maximálního kožního odporu. Velikost kožního odporu by se měla pro záznam bez artefaktů pohybovat mezi 5-20 kQ (Véle, ústní sdělení).

4.1.8. Hodnocení EMG křivky

EMG křivku lze hodnotit mnoha způsoby. Výběr metody závisí na druhu informací, které mají být záznamem získány. Obecně lze způsoby hodnocení rozdělit na kvalitativní, které se provádí přímým pozorováním křivky a hodnotí např. linearitu kontrakce a kvantitativní, který vyjadřuje množství svalové aktivity číselně. Pro tuto práci byl zvolen kvalitativní způsob hodnocení EMG záznamu a proto je zde popsán pouze zvolený způsob kvalitativního hodnocení.

Pro získání informací o jiných způsobech kvantitativního i kvalitativního hodnocení odkazují na citovanou literaturu.

Mezi nejčastěji používané metody patří integrace (Tlapáková, 1981). Integrací elektrického signálu se rozumí zjištění plochy vymezené shora EMG křivkou a zdola základní linií záznamu v daném časovém intervalu. Podle Véleho (ústní sdělení) podává integrovaná elektrická aktivita (IEA) po nutném biologickém testu nejen přímou informaci o aktivitě svalu, ale v rámci PEMG i o poměrném zastoupení svalu při pohybu mezi ostatními svalovými skupinami a je výrazem práce vykonané daným svalem.

Způsob součinnosti svalů při provádění pohybu také vypovídá o kvalitě činnosti CNS jako řídicího systému pohybového aparátu (Pfeiffer, 1983).

Vzájemným porovnáním PEMG záznamů určitého pohybu různých osob nebo jedné osoby v různých podmínkách můžeme získat informaci o interindividuální a intraindividuální variabilitě pohybových projevů (Král, 1992). My jsme zvolili intraindividuální.

4.2. Svalové řetězce

Podle Véleho tímto pojmem rozumíme dva nebo více svalů, funkčně vzájemně svázaných, mezi které je včleněna volná nebo pohyblivá kost nebo šlašitý útvar, a kde směr průběhu svalových vláken je ve svaích řetězce přibližně shodný.

Funkční řetězec spojuje několik samostatných hybných segmentů, které mají v tomto funkčním spojení více pohybových možností nežli segmenty samotné. Funkční řetězec může působit jak v jednom směru, tak i v protichůdných směrech, takže funguje pak jako oěže, mezi kterými je dynamicky zavěšen kostní segment (Véle, 1997).

Spojení jednoduchých řetězců do složitých komplexů umožňují ploché fascie, které mají na hrudníku šikmý směr, takže se kříží a vytvářejí tak funkční spojení např. mezi ramenním pletencem jedné strany a pánevním pletencem strany druhé. Tyto řetězce probíhají jak po přední, tak po zadní straně hrudníku.

Po funkční stránce mohou svaly v řetězci spolu pracovat jako synergisté synchronně při udržování polohy vřazeného segmentu a nebo mohou pracovat jako funkční antagonisté při změně polohy segmentu. Jiná možnost je postupná sekvenční aktivace řetězců, která probíhá podle stanoveného časového rozvrhu., řízeného programově a korigovaného proprioceptivní zpětnou vazbou. Aktivace segmentů probíhá jako vlna aktivity postupně od jednoho segmentu ke druhému (Véle, 1997).

Přestože se uplatňují jednotlivé složky svalu odděleně, dochází ke sdružování funkcí svalů do svalových řetězců, které integrují funkci osového orgánu do jednoho celku. Jednotlivé svaly spolu různým způsobem funkčně souvisí a vytváří funkčně propojené svalové řetězce či uzavřené řetězce tzv. svalové smyčky.

4.3. Lokomoce při sportu

Podle Vackové (2004) fenomén sportu obohacuje člověka mimo jiné o pohybové stereotypy. Využívá bohatší škály forem oproti běžné chůzi.

- 1) Běhy, běhy přes překážky, skoky, bruslení na ledě, inline brusle. To jsou aplikované formy lidské lokomoce zajišťované běžně přes pletenec pánevní.
- 2) Jízda na kajaku, jízda na kanoi, šplh jsou sportovní aktivity, které užívají lokomoce přes pletenec ramenní, který je u člověka fylogeneticky určen pro úchop a manipulaci.
- 3) Kombinace práce přes pletenec pánevní i ramenní najdeme v aktivitách jako je sportovní lezení, horolezectví, šplh za pomoci dolních končetin, běh na lyžích klasickou technikou a bruslení.

Sportovní lokomoce vychází z kvadrupedálního zkříženého vzoru.

1) Pro charakteristiku lokomoce zajišťované přes pletenec pánevní stanovujeme jako výchozí pohyb chůzi. Obsah tohoto typicky lidského stereotypu podle Jandy nám dovolí posoudit, nakolik se specifická sportovní lokomoce blíží tomuto stereotypu.

2) Pro charakteristiku lokomoce zajišťované přes pletenec ramenní stanovujeme jako výchozí pohyb reflexní plazení podle Vojty. Nejedná se o pohyb, kterém člověk spontánně prochází ve své pohybové ontogenezi, jedná se o komplexní pohybový program lokomočního charakteru, kterým jsme fylogeneticky vybaveni. Schopnost subkortikálního vybavení reflexní lokomoce přetrvává u jedince celý život.

Pro sportovní lokomoci platí zásady, které stanovili Janda, Vojta a které rozpracoval Kolář (automatické držení polohy těla, přenos těžiště směrem k punktum fixum, orientovaná postura – optická orientace, funkční centrace kloubů...)

4.4. Centrace kloubu

Polohy kloubů rozlišuje Janda (Janda, 1984) následující:

1. Poloha antalgická, protibolestivá. Při dráždění se snaží postižený zaujmout nejméně bolestivou polohu.

2. Nefyziologická poloha kloubu. Prakticky každé postavení kloubu, kdy kloub není při zátěži funkčně centrován nebo dlouhodobá účelová fixace v terapeuticky definované poloze při poškození kosti nebo kloubu. Může docházet k poškození měkkých tkání.

3. Korekční, hyperkorekční poloha jako poloha opačná při léčení deformit, bývá nefyziologická.

4. Střední postavení kloubu. Střední jamky a hlavice jsou v dotyku, kloubní pouzdro by mělo být stejnoměrně napjato. Střední postavení by mělo zajistit ochranu kloubu před poškozením zátěží. Může být součástí funkční polohy.

5. Poloha funkční. Pojem funkční centrace kloubu úzce souvisí na jedné straně s vyváženým působením svalových skupin zajišťujících polohu a tvořících pohyb v konkrétním segmentu a na straně druhé s centrálním charakterem řízení pohybu projevujícím se fyziologickým, tzn. nepatologickým hybným stereotypem, který řídí polohu a pohyb v uvažovaném segmentu jako součástí celého pohybového systému. Nacházíme na jedné straně optimální aferenci z kloubu do CNS a optimální odpověď z CNS na straně druhé. Je tak zajištěna kvalita pohybu.

Vysvětlení pojmu úzce souvisí s publikovanými výsledky Vojty, Jandy, Lewita, Véleho, jejichž aktualizaci přináší Kolář (Kolář, 1996, 1999).

Z práce především Jandy (Janda, Poláková, Véle 1966) vyplývá rozdělení svalového systému na svaly tonické a svaly fázické. Neurologické a funkční rozdělení těchto dvou částí svalového systému znovu formuluje Kolář (Kolář, 2001) ve vazbě na jmenované autory se zdůrazněným akcentem na aspekt vývojově kineziologický. V motorických vzorech a hybných stereotypch sleduje úrovně aferentace a řízení pohybu ve vztahu ke stupni zrání CNS. V raných stádiích motorického vývoje sledujeme převahu tonické složky. Zralost struktur CNS pro integrační odpověď je prozatím malá a řízení pohybu se odehrává převážně na segmentální až kmenové úrovni. V období vývoje do 4-6 týdnů věku spatřujeme motorické odpovědi prostřednictvím globálních reflexních vzorců – šíjové tonické, vestibulární, kožně – motorické reflexy apod. Globálních integrujících programů pro řízení pohybu je dosahováno v průběhu posturální ontogeneze. Motorické vzory pracující na suprasegmentální úrovni řízení postupně získávají převahu nad primitivnějšími řídicími mechanismy a stanovují rovnováhu mezi tonickou a fázickou složkou svalového systému. Automaticky se tak děje pouze u pohybově zdravě se vyvíjejících jedinců, tj. přibližně u 70% populace, jak uvádí Vojta (Vojta, 1993).

System fylogeneticky starších svalů má tendenci ke zkracování, větší svalové napětí, hůře se uvolňují a protahují. Jejich síla je větší, lépe se posilují. Při výrazném zkrácení mění svojí morfologii, snižuje se jeho elasticita, zmenšuje se nadále schopnost protažení, snižuje se svalová kontrakce a plynulost pohybu. Tyto procesy způsobují změny postavení v kloubech, změny v kloubních pouzdrech, kontraktury, omezující dále rozsah pohybu. Do fylogeneticky staršího systému patří především:

- m. sternocleidomastoideus
- m. trapesius
- m. pectoralis major
- m. rectus abdominis
- m. erector trunci, m. erector spinae
- m. levator scapulae
- m. quadratus lumborum
- m. iliopsoas
- m. adductor magnus
- m. triceps surae
- m. rectus femoris a ostatní končetinové flexory

System fylogeneticky mladších svalů je zařazován do motorické ontogeneze později. Je celkově slabší s tendencí k oslabení, hypotrofii, až k vazivové přeměně. Především se jedná o svaly:

- m. trapesius – pars ascendens
- mm. rhomboidei
- mm. scaleni
- m. triceps brachii
- m. serratus anterior
- m. obliquus ext. abdominis
- m. obliquus int. abdominis
- m. transversus abdominis
- m. gluteus maximus
- m. quadriceps femoris a další extensory končetin

Zjednodušeně je možno konstatovat, že obě dvě skupiny svalů mají do určité míry tendenci k celkové společné odpovědi ve smyslu svalové balance – fylogeneticky starší systém má globálně sklon ke zkrácení všech svých komponent, obdobně systém mladší má tendenci ke globálnímu oslabení. Každá jmenovaná skupina svalů tedy tvoří samostatnou funkční jednotku se všemi důsledky (Kolář 2001). Systematizace svalových dysbalancí je tvořena podle určitého modelu, je charakteristická tak, že je Jandou řazena do syndromů – horní a dolní zkřížený syndrom (Janda 1984).

Svalová dysbalance způsobuje nefyziologické postavení v daném kloubu. Porušení původní rovnováhy mezi svalovou složkou fázickou a tonickou je dána neurologicko funkčními vlastnostmi obou typů svalové tkáně. Tonickým svalům je připisována tendence ke zkracování, svalům fázickým pak tendence k oslabení. Zkrácení tonických svalů je vysvětlováno přetížením ve smyslu jejich převážně antigravitačního působení. Mechanismem reciproční inervace na úrovni segmentální je pak oslabován antagonistický sval fázického charakteru.

Východiskem pro dělení svalových skupin je jejich antigravitační funkce. Antigravitační úlohu budou hrát ty svalové skupiny, které odpovídají za zajištění postury. Janda vysvětluje, že ne u všech jedinců dochází ke zkrácení posturálních svalových skupin.

Zkrácení nebo kontrakturu může vykazat každý sval při špatné výchozí a dlouhodobě udržované poloze jím ovládaného segmentu.

Funkční centrace kloubu podle Koláře (2001) je takové kloubní postavení v průběhu pohybu, které vyvolává jeho optimální zatížení. Vzniká rovnováha obou antagonistických složek svalového systému, která umožňuje nejen fyziologické postavení v kloubu, ale i centrované postavení v průběhu pohybu, tzn. při vlastní funkci kloubu, funkční centrace kloubu. Tato vzniklá rovnováha formuje rovněž morfologické dozrání podpůrných anatomických struktur.

Rozložení zátěže do maxima kloubní plochy a tím minimalizaci měrného zatížení; statické poměry jsou optimální a odpovídají anatomické stavbě. Kloub je takto v konkrétním úhlovém nastavení schopen nejlépe snášet zátěž a pro daný úhel vykazuje maximální stabilitu definovanou svojí anatomickou strukturou.

Pokud je tento princip dodržen v celém možném rozsahu fyziologického pohybu, je splněn požadavek funkční centrace kloubu. Funkční centrace jednotlivého segmentu je navenek vyjádřena přesně definovaným pohybem, který je zajišťován koaktivací výše zmíněných antagonistických součástí svalového systému.

Na úrovni konkrétního segmentu je to vlastně část kineziologického obsahu sledovaného pohybu. Funkční propojenost jednotlivých segmentů zajišťují automaticky supraspinální struktury CNS na základě v posturální ontogenezi dozrálých pohybových vzorů a programů. Maximální kontakt kloubních ploch zajišťuje optimální proprioceptivní aferentaci, tím facilitaci kloubů, ovládajících svalových skupin. Maximální míra těchto informací potom komunikuje prostřednictvím CNS v celém pohybovém vzoru, resp. programu v rámci automatismu celkového držení a ovlivňuje tak díky této funkční propojenosti i ostatní segmenty (Vojta 1993).

Funkce svalových skupin spolu souvisí a jsou propojeny ve svalových řetězcích. Jemná odchylka v nastavení výchozí polohy tak může velmi diferencovaně měnit funkční zapojení jednotlivých svalů v celém svalovém řetězci (Kolář 2001).

4.5. Kategorie carvingu

Carving jev současnosti velmi široce chápáný a bohatě strukturovaný fenomén, jehož jednotlivé složky vyžadují často značně odlišnou (někdy i částečně protichůdnou) strukturu rozhodných pohybových činností. Jednotlivé druhy carvingu se také velmi významně liší v požadavcích na optimální výbavu. V neposlední řadě kladou velmi odlišné nároky na celkovou fyzickou kondici lyžaře a požadovanou úroveň jeho pohybových schopností. S rychlým nástupem carvingu, stejně jako s jeho značnou strukturovaností souvisí zatím ne zcela systémový stav jeho výuky a to i v lyžařsky nejvyspělejších zemích. I když obecně můžeme říci, že carvingové lyžování vychází ze současného stavu techniky závodního lyžování, neplatí to však bezvýtku. Některé druhy carvingu pak vykazují v technice velmi významné odlišnosti. Je třeba si také uvědomit že carvingový fenomén zahrnuje i celou řadu extrémních forem, z nichž některé mají povahu výstřelků, či konvergují např. se snowboardovým freestylem, či akrobatickým lyžováním.

Dnes nejčastěji rozlišované kategorie carvigu:

Race slalom - Závodní jízda na slalomových lyžích o bočním rádiu 9-14 m a v délkách 145-175 cm. Minimální délka pro závody je stanovena na 165 cm pro muže a 155 cm pro ženy. Prodejní sériové slalomové lyže jsou nabízeny ve dvou kategoriích - Slalom top a Slalom performance.

Race GS - Závodní lyže pro obří slalom jsou označovány jako GS top. Mají radius 20-23 m a délku 170-190 cm. Dnes jsou konstruovány tak, že jsou využitelné pouze závodníky a jsou nevhodné pro nezávodní lyžování.

Racecarving - carving technikou napodobující jízdu závodníků v obřím slalomu. Jedná se o volné vysoce sportovní lyžování, při kterém je kladen důraz na rychlost v řezaných obloucích na upravených tratích. Hranění vychází převážně z výrazného vklonění pánve, které je doplněno odklonem a protinatočením trupu. Používají se lyže s R 14 – 21 m a délkou 160-180 cm.

Allroundcarving - univerzální carving se širokým pásmem použitelnosti. Vhodné lyže jsou dělené do několika skupin, především se jedná o Allroundcarver top a Allroundcarver performance. Mají parametry R 11 – 18 m a délku 140 – 175 cm.

Easycarving (dříve Softcarving, nyní částečně Comfortcarving) - jedná se o carving začátečníků a málo pokročilých lyžařů. Oblouk může být proveden i s jen carvingovým zahájením. Dovolují však z důvodů regulace rychlosti i smykový oblouk. Vhodné lyže z kategorie Allroundcarver performance, nebo Shorties, by měly mít R 11 – 17 m a délku 130 – 170 cm.

Crosscarving (někdy také Freeskiing) - lyžování v hlubokém sněhu a ve volném terénu. Mají R 12 – 20 m a délku 160 – 190 cm. Většinou jsou dobře využitelné i pro carving na upravené sjezdovce.

Součástí této kategorie je i tzv. Freeriding - sjíždění extrémních terénů na vysoce odolných speciálních lyžích. Nově se etablovala zvláštní kategorie velmi širokých lyží s malým bočním krojením tzv. fatboys. Ty jsou určené pro dlouhé sjezdy neporušených svahů mimo sjezdové tratě.

Funcarving (dříve také Freecarving, či Extremcarving) - jízda bez holí v zavřených řezaných obloucích s maximálním možným náklonem těla dovnitř oblouku. Předpokladem je dobře upravená trať. Pořádány jsou i funcarvingové závody. Jde provozovat na lyžích s R 8 – 13 m a délkou 130 – 165 cm. Jedná se o některé modely kategorie Allround top, ale i Shorties a především pak Slalom performance, protože lyže označované jako Funcarver přestaly být vyráběny. Odnoží této kategorie jsou **Snowboardcarving**, nyní spíše Snowcarving (max.náklon, opora rukama o sněh) a zejména pak Bodycarving (dotyk sněhu v oblouku tělem). Patří sem i tzv. kreativní carving, ve kterém se jedná o tvůrčí vymýšlení osobitého stylu, zejména stále nových oblouků a jejich sestav.

New school - zahrnuje jízdu, skoky, triky a akrobacii ve funparcích, na sjezdovkách i v terénu. Je to v podstatě lyžařská obdoba Freestyle Snowboardu. Používají se zde tzv. Slope Style Ski, Aero (Air) Ski, Free Ski, či na obou koncích zahnuté Twintips. Jedná se většinou o velmi kvalitní a odolné lyže vyšší cenové kategorie, obdobných R a délek jako základní kategorie Allround top.

Carving na Supershorties - jedná se o carving na velmi krátkých lyžích s výrazným bočním krojením s R 4,5 – 7 m a délkou 59 - 99,9 cm. Jsou to výborné lyže pro výuku začátečníků, kteří na nich ztrácejí strach z dlouhých a pro ně těžko ovladatelných lyží, nebo pro rychlé přeučení ze starších technik na carving, ale i lyže pro zábavu, umožňující triky jako Freestyle Snowboard. Někdy jsou nazývány Snowblade - svoboda, kreativita, agresivita, zábava, znovu objevená radost. Některé typy z této kategorie umožňují tzv. Skiboarding, tedy akrobacii v U-rampě a funparku a to pro lyžaře za podstatně menšího rizika, než na Freestyle Snowboardu.

Lyže do ramp pak bývají širší a kratší, než základ kategorie určený pro běžný carving a výuku. Je na nich možná i jízda s podobnými pocity jako na in-line bruslích. Na lyžích této kategorie se nemusí používat bezpečnostní vázání, to je pak obdobné jako se používá na Snowboardu pro tzv. tvrdé boty. Někdy se však používá deska a to zejména u užších modelů určených pro funcarving. Pro stejný účel je výhodné použít bezpečnostní vázání s vyšší stavbou. U dětí do 12 let se nedoporučuje použití těchto lyží bez bezpečnostního vázání. Na velmi krátkých lyžích někdy trénují i závodníci. Jim slouží k rozvoji rovnováhy, nácviku neutrálního postoje, získání jistoty a odbourání drobných chyb. Pro podobný účel jako Supershorties se dají použít i některé lyže kategorie Shorties.

4.5.1. Základní carvingový oblouk

Popis provedení oblouku

Základní carvingové oblouky provádíme na širokém upraveném mírném svahu. Zahajujeme je z jízdy po spádnicí, nebo z jízdy šikmo svahem. Lyže jsou v paralelním postavení a v širší stopě. Ve výchozí pozici máme kolena mírně pokrčená, trup i hlava jsou vzpřímeny. Pokrčené paže jsou upaženy dolů, mírně vpřed. Hole držíme pevně, směřují vzad šikmo dolů, s bodci těsně nad sněhem. V tomto postavení se je snažíme držet v průběhu celého oblouku. Oblouk provádíme bez synchronizace práce paží s pohyby trupu, pánve a dolních končetin. Postupným a plynulým a výraznějším vkloněním obou kolen a pánve a mírným vkloněním trupu dovnitř budoucího oblouku docílíme naklonění lyží na hrany. Vertikální pohyb těžiště těla je malý a je veden od okamžiku zahájení oblouku směrem seshora dolů.

Lyže jízdou po hranách, s co největším možným vyloučením smyku, zatácejí hlavně v závislosti na velikosti jejich bočního krojení, částečně i v závislosti na míře jejich podélného prohnutí a změně jejich zatížení. V oblouku mírně předsouváme vnitřní lyži, koleno a bok.

Míra aktivního předsunutí je odvislá od bočního krojení lyží (čím menší R , tím je nutné menší předsunutí vnitřní a při R cca 12 m a menším, již aktivní předsouvání vnitřní neprovádíme a toto vyplývá pouze z postavení lyží a lyžaře na svahu). Postupně začínáme více krčit vnitřní dolní končetinu v koleni než vnější (rozdíl vyplývá především z postavení lyží a relevantních částí těla lyžaře na svahu). Provádíme jen nepatrné protinatočení trupu. Příčné osy boků a ramen jsou rovnoběžné a přibližně v pravém úhlu k podélné ose lyží. Na konci fáze vedení oblouku se začínáme zvedat plynulým a pomalým napínáním obou dolních končetin v kolenou. Nesnažíme se však o příliš výrazný celkový vertikální pohyb a snažíme se vyloučit samostatné pohyby trupu. V okamžiku zahájení oblouku je hmotnost na vnitřní lyži, v druhé části oblouku se snažíme o rovnoměrné rozložení váhy na vnitřní i vnější lyži, ke konci fáze vedení se váha přesouvá spíše na vnější lyži – a to zejména ve vyšších rychlostech. Předozadní pohyb těžiště těla není příliš výrazný, snažíme se jen o mírné posunutí těžiště směrem vpřed v okamžiku zahájení oblouku a jeho následné plynulé navrácení do neutrální polohy. Při ukončení jednoho a zahájení druhého oblouku, dosáhneme přehranění lyží plynulým překlonením kolen, pánve a částečně i trupu na druhou stranu. Postupně zvětšujeme rychlost a úhel prováděných oblouků a zvětšujeme rozsah výše popsaných pohybových činností.

Nejčastější chyby

- o malé zahranění lyží, vyplývající z nedostatečného vklonění kolen, pánve, a trupu dovnitř tvořeného oblouku vede ke smýkání lyží
- o zahájení oblouku pohybem těžiště těla zdola nahoru doplněné rotačním impulsem způsobí smýkání lyží
- o příliš rychlý pohyb těžiště těla shora dolů a v důsledku toho nadměrné odlehčení lyží zapříčiní nedokonalé vedení lyží po hranách a jejich smýkání

- o příliš úzká stopa neumožňuje dostatečné naklopení lyží na hrany, snaha o zahájení carvingového oblouku v úzké stopě může vést až k přizvednutí vnitřní lyže a tím pádem nedovoluje zahájit oblouk na vnitřní lyži.
- o nedodržení neutrální předozadní pozice posunutím těžiště příliš vzad vede k obtížnému zahájení oblouku, či v extrémě k zaříznutí vnitřní lyže
- o příliš velké vklonění dovnitř oblouku, neodpovídající velikosti odstředivých sil, vede k pádu
- o snaha o urychlení otáčení lyží v oblouku přivodí jejich smýkání.

4.6. Postura a pohybová koordinace

Posturou označujeme vzpřímené držení těla, které je labilní povahy. Stabilita vzpřímeného držení není vlastností těla, jako je např. stabilita krychle nebo koule, ale je to dynamicky probíhající proces udržující programově individuální držení těla jako projev osobnosti. Vadné držení těla je často zdrojem bolestí v páteři.

Postura nebo držení těla závisí na podmínkách vnitřního prostředí organismu včetně obsahu mysli a na podmínkách zevního prostředí, na které se posturální systém adaptuje.

Držení těla je geneticky fixováno jako program v CNS (Centrální Nervový Systém) specificky pro každý živočišný druh včetně člověka. Program držení těla není pro každého jednotlivce zcela identický, je pouze rámcově podobný, protože je ovlivňován zděděnými vlastnostmi po rodičích a vlivem podmínek v době posturálního vývoje.

Držení těla je sice geneticky předem naprogramováno, ale reálné držení těla se utváří v průběhu posturálního vývoje, protože CNS u člověka není po porodu ještě dokonale schopný udržet vertikální polohu i když krokové pohyby založené na míšním programu reciproční inhibice jsou již proveditelné, ale uplatnit je lze pouze v horizontální poloze při plavání. (Kojenec je schopen plavání nikoli chůze). Pro udržení se ve vertikále je nutná pokročilá centrální kontrola míšního režimu fázického pohybu, která umožní koaktivaci agonistů s antagonisty, aby bylo možno danou polohu tonicky udržet. Tento proces kontroly míšního pohybového režimu se postupně vyvíjí v průběhu posturálního vývoje jedince, jak ho popisuje Vojta.

Protože jde o harmonickou spolupráci dvou odlišných pohybových režimů závisí výsledný efekt držení těla a bipedální lokomoce na dokonalé koordinaci obou pracovních režimů tonického a fázického pohybu.

K tomuto dokonalému ovládnutí jak držení těla tak bipedální lokomoce tj. chůze či běhu slouží speciální orgán pro pohybovou koordinaci, kterým je malý mozek - cerebellum.

Tento orgán zpracovává všechny sensorické informace jak ze zevního prostředí tak i z pokožky, ze svalů šlach i kloubů a z vestibulárního orgánu pro rovnováhu uloženého ve vnitřním uchu. Umožňuje mozku časoprostorovou orientaci v zevním prostředí a tím přizpůsobování pohybových reakcí tomuto prostředí, podle potřeb organismu.

Na dokonalé funkci tohoto orgánu závisí pohybová koordinace, která se projevuje ekonomickým využíváním svalů pro pohybový záměr bezprostředně nutných a tím zabraňuje předčasnému vyčerpání organismu, ku kterému by došlo při používání svalů, které jsou pro daný výkon nadbytečné. To umožní organismu dosahovat hospodárně maximálního výkonu.

Eccles přirovnal funkci mozečku k práci sochaře, který z kamenného bloku dosahuje svého cíle odstraňováním přebytečného materiálu tak dlouho až zůstane dokonale vypracovaná socha. Mozeček potlačuje podobně funkci nadbytečných svalů a tím výsledný pohyb zjemňuje, cizeluje neboli ho koordinuje tak, že se stane harmonickým a tím i krásným. Takový pohyb nepřetěžuje strukturu, protože nepoužívá maximální síly, ale pouze síly potřebné. V popředí sportovní činnosti by mělo stát zvyšování pohybové koordinace spíše nežli jenom zvyšování svalové síly bez současného zvyšování pohybové koordinace (in Véle, ústní sdělení 2005).

Pro udržování vzpřímeného držení těla je důležitá činnost krátkých hlubokých zádočných svalů a krátkých svalů kolem klíčových kloubů, které tvoří tzv. hluboký stabilizační systém a mají v sobě zakomponovanou rotační složku. Tyto svaly se posilují chůzí, která s sebou přináší torsní pohyb páteře podporující právě činnost tohoto hlubokého stabilizačního systému.

Protože současná civilizace se vyznačuje sedavým způsobem života a přirozenou lokomoci chůzí nahrazuje dopravními prostředky dochází k oslabování tohoto hlubokého stabilizačního systému. Z tohoto důvodu je nutno nedostatek chůze nahrazovat alespoň cvičením torsních pohybů páteře, které posilují právě krátké hluboké svaly podporující vzpřímené držení těla.

Tím je možno předcházet potížím které plynou z vadného držení těla, ke kterému má sedavý způsob života sklon a pro které je charakteristické nikoli vzpřímené držení ale držení sehnuté, jak tomu bývá často u lidí ve vyšším věku.

Doporučovaná cvičení mají nahradit nedostatek chůze a pohybu vůbec v sedavé společnosti. Mají podporovat vhodné vzpřímené držení těla a předcházet poruchám způsobeným vadným držením těla. Doporučujeme je zejména mládeži, aby se tato cvičení stala jakousi „hygienou páteře“ a měla podobný výsledek jako mělo denní čištění zubů, které odstranilo častý výskyt zubního kazu. Tato cvičení slouží podobnému účelu, nikoli předcházení bolesti zubů, ale předcházení neméně nepříjemných bolestí páteře v pozdějším věku.

4.6.1. Svalový tonus

K zajištění vzpřímeného držení těla je třeba jen málo svalové aktivity, především izometrického charakteru. Vzpřímené držení je dáno svalovým tonem a činností posturálních svalů a je vázáno na řadu podmíněných reflexů a působení vnitřních a zevních faktorů jako jsou nedoslýchavost, krátkozrakost, duševní vývoj, neprůchodnost dýchacích cest, onemocnění pohybového systému atd. (Janda, 1996).

V klidu jsou motoneurony nastaveny na určitou úroveň dráždivosti (excitability), která se jeví jako stupeň svalového tonu. Excitabilita motoneuronů závisí na stavu CNS, při emoční rozladěnosti bývá napětí svalů nižší a při stresu vyšší (Véle, 1997).

Svalové napětí se navenek neprojevuje jako práce, nevykazuje žádnou EMG aktivitu. Svalový tonus se neztrácí ani při úplné relaxaci, není spojen s únavou, neboť tento stav je charakterizován vysokým stupněm metabolického hospodaření.

Posturální tonus je udržován dvojím mechanismem, jako tonus zevní (reflexní), který je funkcí nervového systému a tvoří tzv. aktivní elasticitu a tonus vnitřní (viskoelastický), který je závislý na lokálních podmínkách svalu, elasticitě svalových vláken a pojivové tkáně, jež tvoří základ pro tzv. pasivní elasticitu (Hník, 1981).

4.6.2. Svalová nerovnováha

Svaly podle jejich tendencí k udržování polohy nebo tendencí k pohybu dělíme na posturální (tonické) a fázické. Svaly s posturální funkcí udržují vzpřímenou polohu, jsou charakterizovány pomalou kontrakcí a dekontrakcí, histologicky mají kratší svalové vlákno a vyšší podíl vazivové tkáně, mají tendenci ke zkrácení. Svaly fázické jsou svaly s rychlou kontrakcí a dekontrakcí, s metabolismem anaerobního charakteru a tendencí k oslabení.

Nerovnováha mezi svaly posturálními a fázickými, tzv. dysbalance, mění postavení kloubů, které vede ke změně informace z proprioreceptorů a možné nocicepci. Na tuto změněnou informaci CNS reaguje změnou pohybového programu, který vede k nesprávnému zatěžování hybného systému, které se projeví jako změna funkce a časem jako změna struktury.

Nejzřetelněji lze svalovou nerovnováhu pozorovat v oblasti pletence ramenního a pánevního, kterou Janda (1982) popisuje jako horní a dolní zkřížený syndrom, přičemž primárně nerovnováha vzniká v jedné z těchto oblastí a pak se generalizuje a to proximo-distálně (častější u dětí) nebo disto-proximálně (častější u dospělých).

Za příklady extrémní svalové nerovnováhy lze označit posturální aktivitu u pacientů po centrálních mozkových příhodách a u dětí se spastickými formami dětské mozkové obrny. Na hrudníku jsou aktivní mm. intercostales, které vytvářejí napětí nutné k udržení žeber v konstantní vzdálenosti od sebe při dechu a zvyšují nitrohruďní tlak, který je podmínkou pro funkci bránice.

Na HHK v oblasti pletence ramenního jsou aktivní horní vlákna m. trapezius a m. serratus anterior. Dále je aktivní m. supraspinatus, jehož horizontální tah zabraňuje kaudální dislokaci hlavice humeru. M. deltoideus, m. triceps a m. biceps brachii i přes jejich vertikální průběh nevykazují žádnou aktivitu, což platí i při nesení předmětu v ruce.

Ve svazech předloktí a ruky nebyla při uvolněném stoji nalezena žádná aktivita. Postavení kloubu loketního a kloubů ruky udržují ligamenta.

Na hlavě jsou aktivní pouze svaly přitahující mandibulu. Trvale aktivní je m. temporalis, který je schopen udržet zuby ve vzájemném dotyku, tzv. aposici. Překvapivě je vyšší aktivita v zadních vláknech m. temporalis, která mají téměř horizontální průběh než ve vláknech předních, která jsou vertikálně.

5. Metodická část

5.1. Popis osoby, na které byla analýza provedena

Pro sledování postury při jízdě na lyžích a snowbladech bylo prováděno elektromyografické (EMG) měření v terénu. Zatím nemáme žádnou zprávu o podobném terénním sledování v tuzemsku ani v zahraničí.

Proband (V. S.) je závodnice ve sjezdovém lyžování. V lyžování už je aktivní od roku 1984. Od té doby do roku 1998 se účastnila lyžařských závodů na republikové úrovni (republikové a kvalifikační závody za TJ Slovan Pec pod Sněžkou) a v letech 1996 – 1998 se účastnila závodů FIS. Její věk je 27 let, bez zdravotních potíží. Vycházeli jsme z předpokladu, že její postura i pohyb na sjezdových lyžích je v souladu s principy lidské motorické ontogeneze. V opačném případě by dlouhodobé provádění této pohybové činnosti vedlo k přetížení a patologii zúčastněných struktur. Oporu pro toto tvrzení nám dává skutečnost, že námi sledovaný proband nebyl po celou svou dosavadní sportovní kariéru přes vysoký objem a intenzitu zatížení vážněji zraněn. Aspekci bylo zjištěno, že sledovaná lyžařka nevykazuje ve frontální rovině významnější asymetrie ani laterální dysbalance (obr. 12). Bylo proto možné měřit aktivitu svalů pouze na jedné straně a zapojení kontralaterální strany odhadnout z aktivity sledovaných svalů v druhostranném oblouku. Tento postup byl zvolen z důvodů šetření měřených kanálů (tj. svalů), kterých bylo k dispozici pouze sedm.

Měření proběhlo bez změny citlivosti kanálů snímajících EMG potenciály. Rozdíl mezi oběma sadami měření byl v hustotě vzorkování při snímání, z toho vyplývá i rozdíl vyhlazenosti křivek obou sad měření (detaily k dispozici u autora). Povrchová elektromyografie byla prováděna na 7 přístupných svalech (přesná lokalizace bude uvedena níže).

5.2. Popis techniky měření a použitých instrumentů

Byl sledován timing nástupu a poklesu EMG potenciálů, který pomohl vytvořit kineziologické schéma pohybu, vlastně jakousi „mapu koordinace.“

Použili jsme přenosný měřicí přístroj KAZE5 (vyvinutý na UK FTVS v Praze) se 7 kanály na snímání EMG potenciálů, 1 kanál pracovní pro synchronizaci videozáznamu. Váha přístroje s bateriemi včetně sportovní ledvinky upevněné okolo pasu výzkumné osoby je 1,4 kg. Regulace citlivosti 0,05 – 2 mV, nastavitelná délka měření v intervalu 5 sec – 4 min 50 sec. Záznam z vnitřní paměti přístroje byl po ukončení série 1 – 7 měření převeden do přenosného PC, upraven specifickým softwarem KAZE5 a exportován do poslední verze programu Microsoft Excel. Byl pořízen synchronizovaný videozáznam. Pro analýzu byl použit nábor EMG při pokusu s nejvyšší mírou pravidelnosti snímaných EMG potenciálů (obr. 11).

Obr. 11 - Fotografie přístroje KAZE5



Obr. 12 - Fotografie měřené lyžařky (zadní pohled)



5.3. Vybavení

Měření proběhlo při jízdě na lyžích značky Fischer RC 4 SC vyrobených v roce 2003, o délce 160 cm – radius 11 m. Byly použity boty Technica Icon vyrobené v roce 2001 a hole Leki o délce 120 cm. Dále bylo měřeno zapojení svalových skupin při jízdě na snowblade značky Sporten o délce 95 cm – radius 7,2 m.

5.4. Prezentace způsobu vyhodnocení dat

Při vyhodnocení výsledků měření je kladen důraz především na timing nástupu a odeznění EMG potenciálů sledovaných svalů. Sledování je intraindividuální. Měření bylo provedeno během jednoho dne. Před měřením dne 12.12. 2005 byl proband bez výrazného specifického zatížení.

Rozbor se soustředil na jeden oblouk vpravo a jeden oblouk vlevo. Jednou se jednalo o jízdu na klasických slalomových lyžích a podruhé na lyžích snowblade.

Při měření byly jízdy snímány synchronizovanou digitální videokamerou. Po zpracování naměřených dat ve speciálním počítačovém programu bylo možno jednotlivým fázím pohybu přiřadit odpovídající EMG charakteristiku vypovídající o aktivitě sledovaného svalu.

K rozdělení oblouků na jednotlivé fáze, jsme využili videozáznam. Klíčové fáze pohybu byly: zahájení, vedení a ukončení oblouku, přechod mezi oblouky.

Podle videozáznamu z digitální kamery byl vybrán časový úsek pro hodnocení práce svalu v délce trvání cca 3 sec.

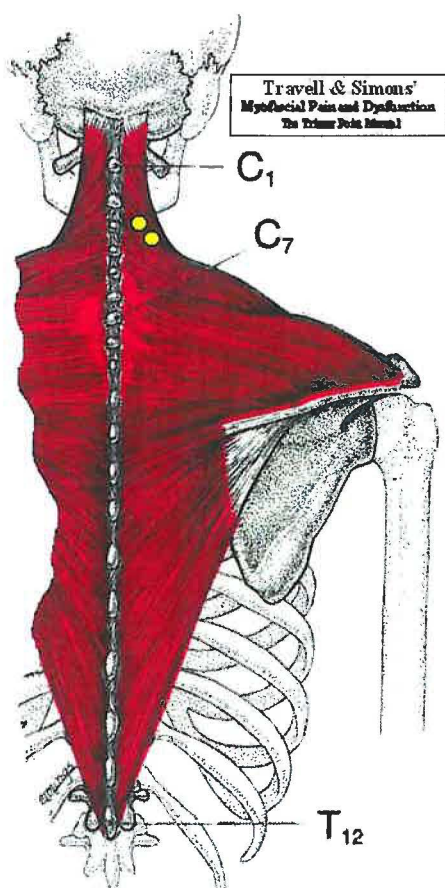
Výběr svalových skupin byl omezen:

- a) stanovením rozhodujících svalových skupin podílejících se na udržování postury dle aktivovaných řetězců
- b) nemožnost invazního vyšetření hlubších svalových skupin jehlovými elektrodami (zdravotní rizika, neochota a obavy vyšetřené osoby)
- c) počtem přenosových kanálů

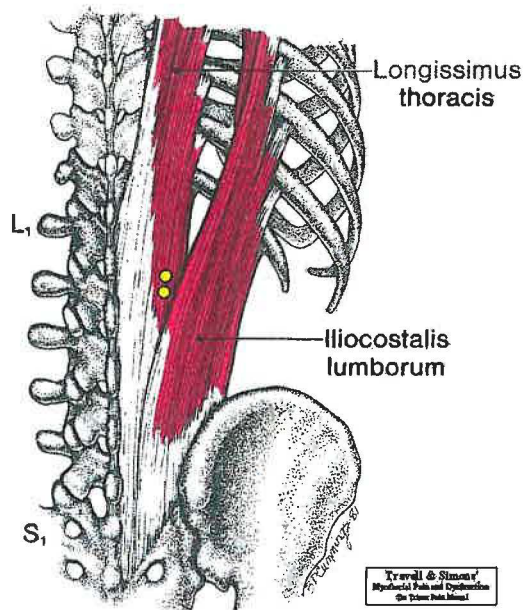
- 1. m. trapezius dx., pars descendens
- 2. m. erector trunci dx.
- 3. m. gluteus medius dx.
- 4. m. adductor magnus dx.
- 5. m. rectus femoris dx.
- 6. m. biceps femoris dx., cap. medialis
- 7. m. tensor fasciae latae dx.

5.5. Lokalizace elektrod

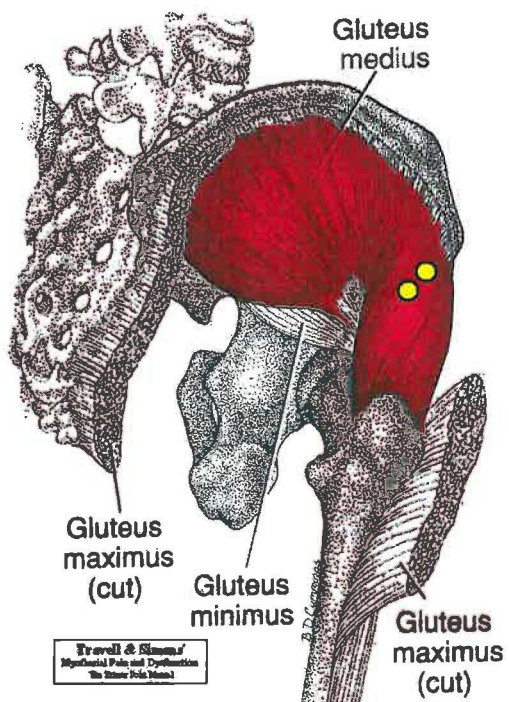
Musculus trapezius dx., pars descendens (obr. 13)



Musculus erector trunci dx. (obr. 14)

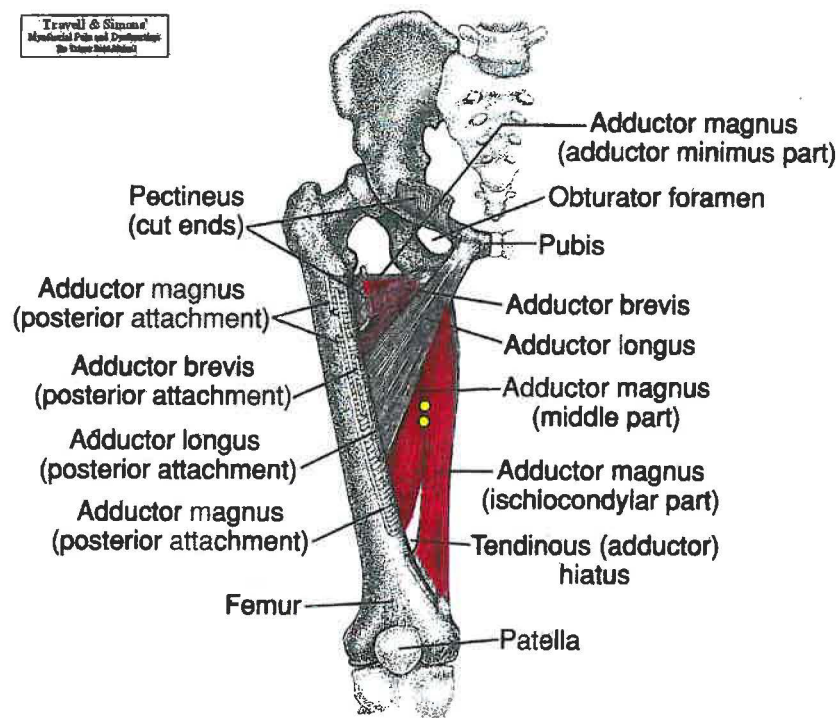


Musculus gluteus medius dx. (obr. 15)

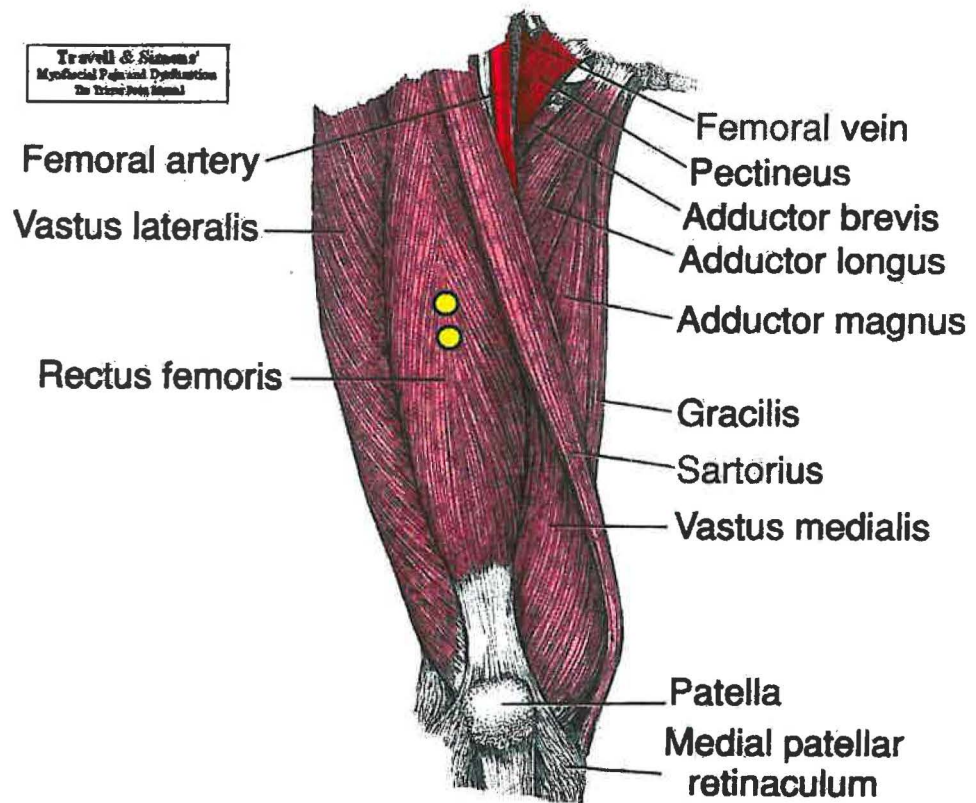


Musculus adductor magnus (obr. 16)

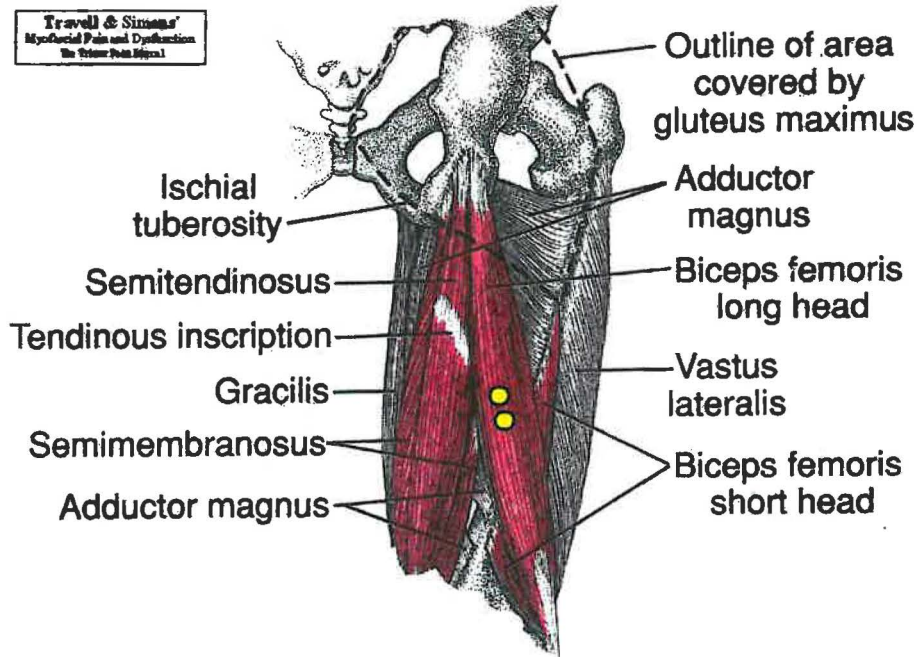
Trevel & Simpson
Anatomical Plate and Diagrams
The Human Body



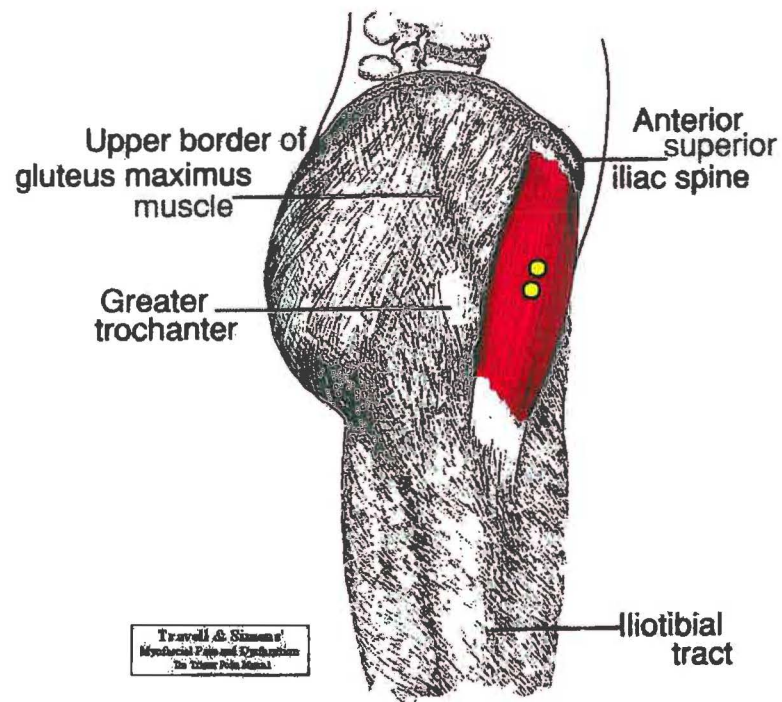
Musculus rectus femoris (obr. 17)



Musculus biceps femoris dx., cap. medialis (obr. 18)



Musculus tensor fasciae latae dx. (obr. 19)

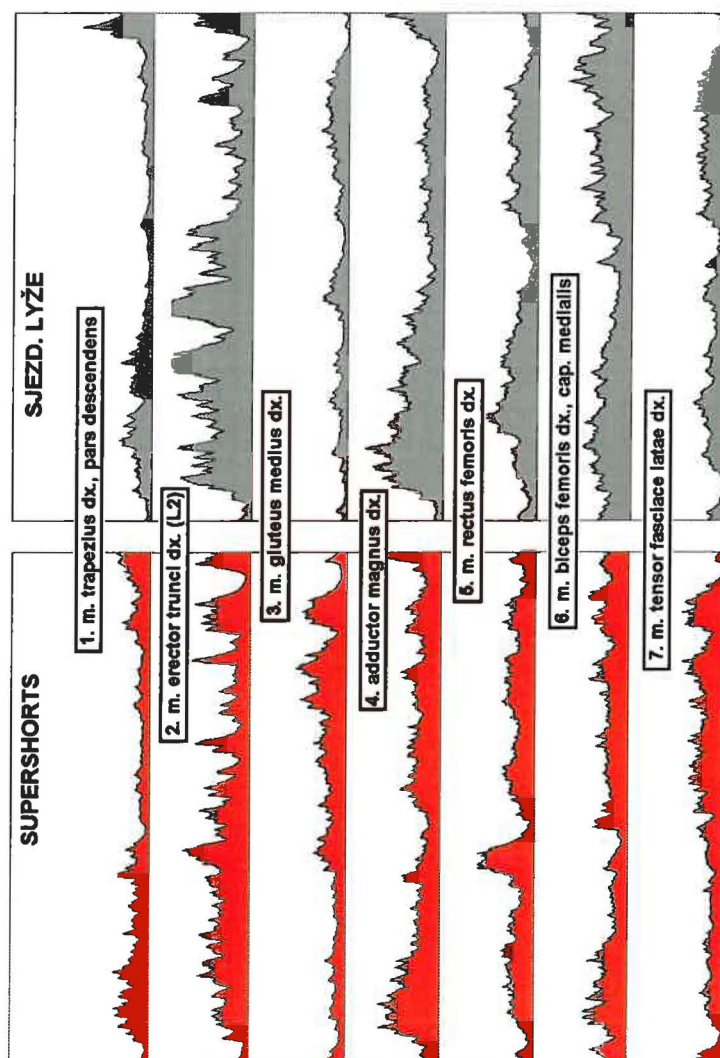


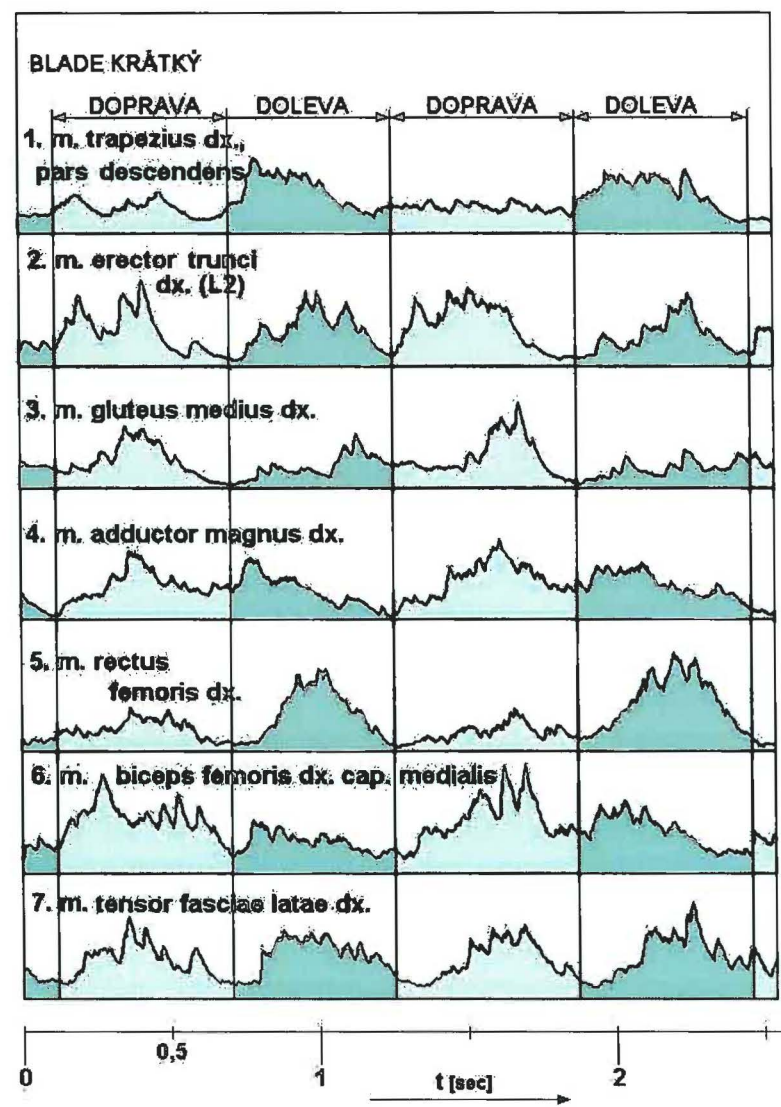
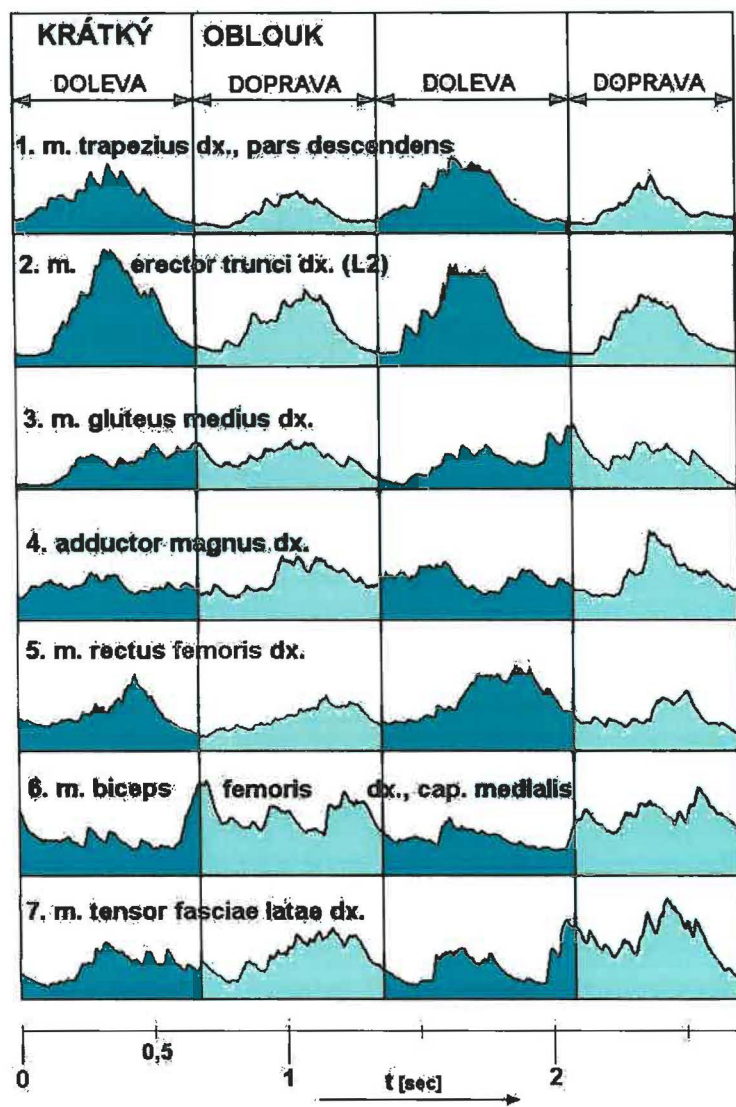
6. Výsledky a diskuse

Při měření zapojení svalů při krátkém a středním oblouku na lyžích vs. snowblade nám přístroj KAZE 5 poskytnul EMG křivku, kterou jsme za pomoci počítače upravili do níže uvedeného přehledného schématu. Na základě těchto výsledků jsme pak dále popsali funkci a timing měřených svalů. Dále jsou uvedeny fotografie průběhu oblouku na lyžích i na snowblade.

Grafy srovnání snowblade vs. sjezdové lyže-krátký oblouk

Graf č. 1

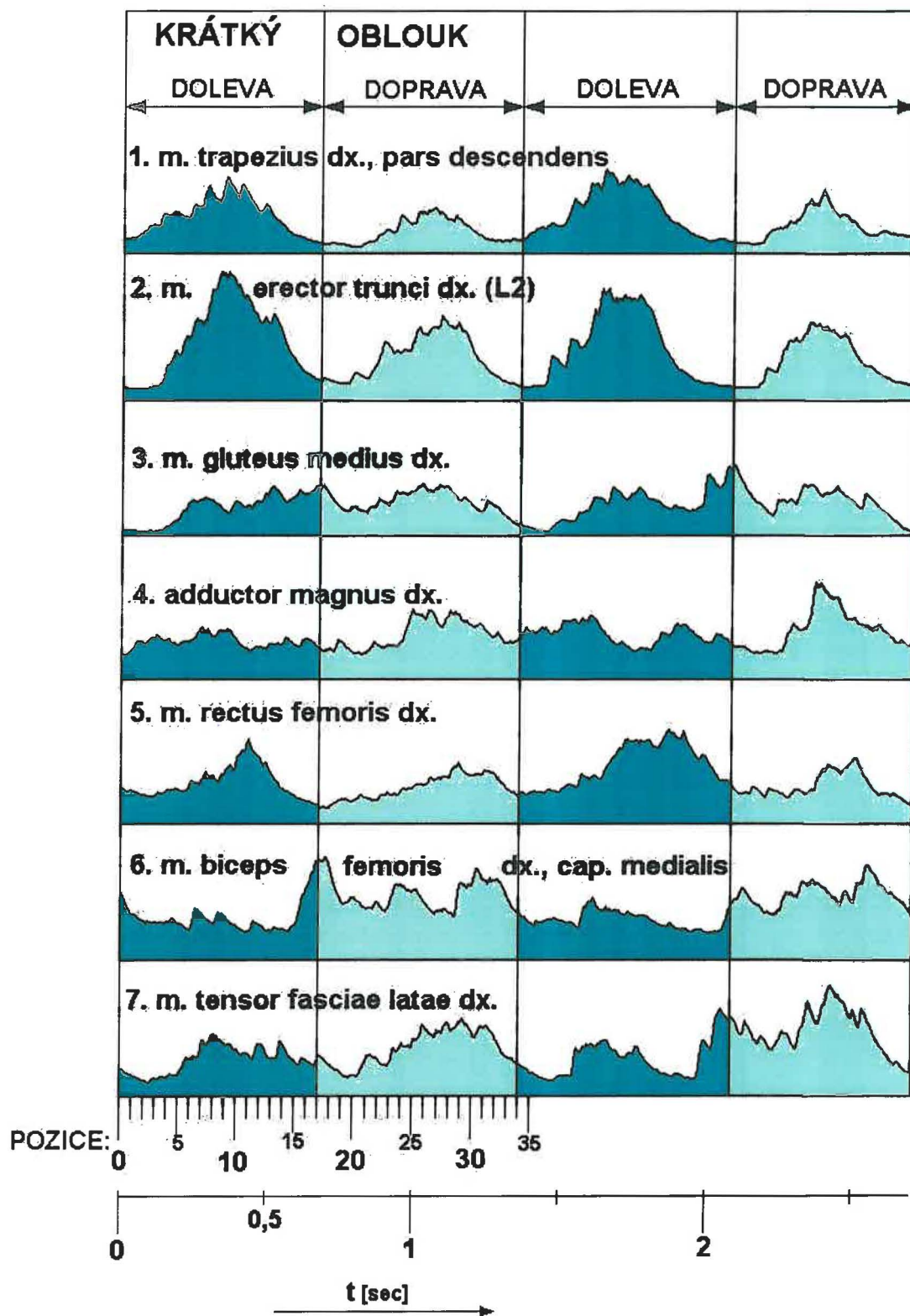




Graf č. 2

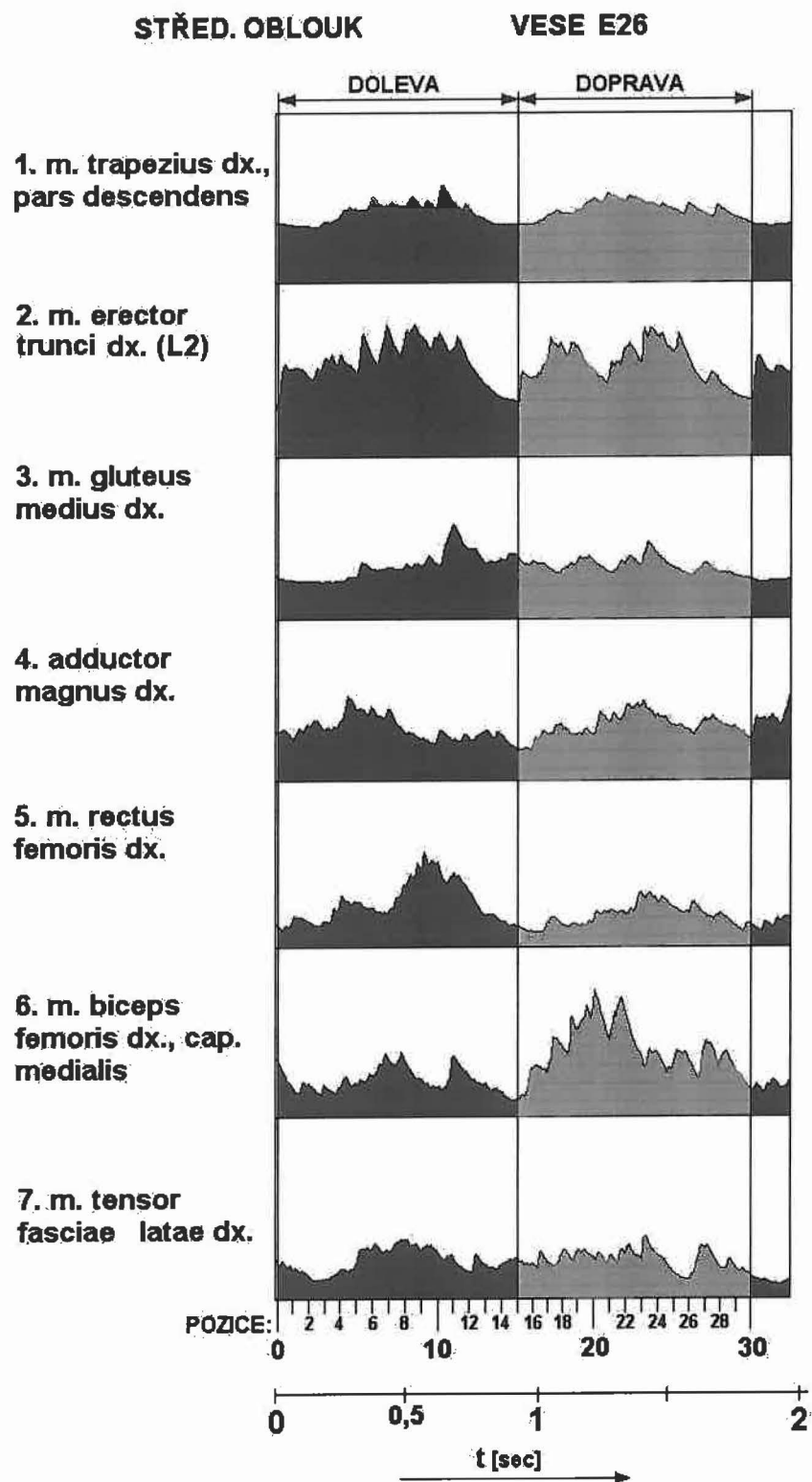
Krátký oblouk lyže

Graf č. 3

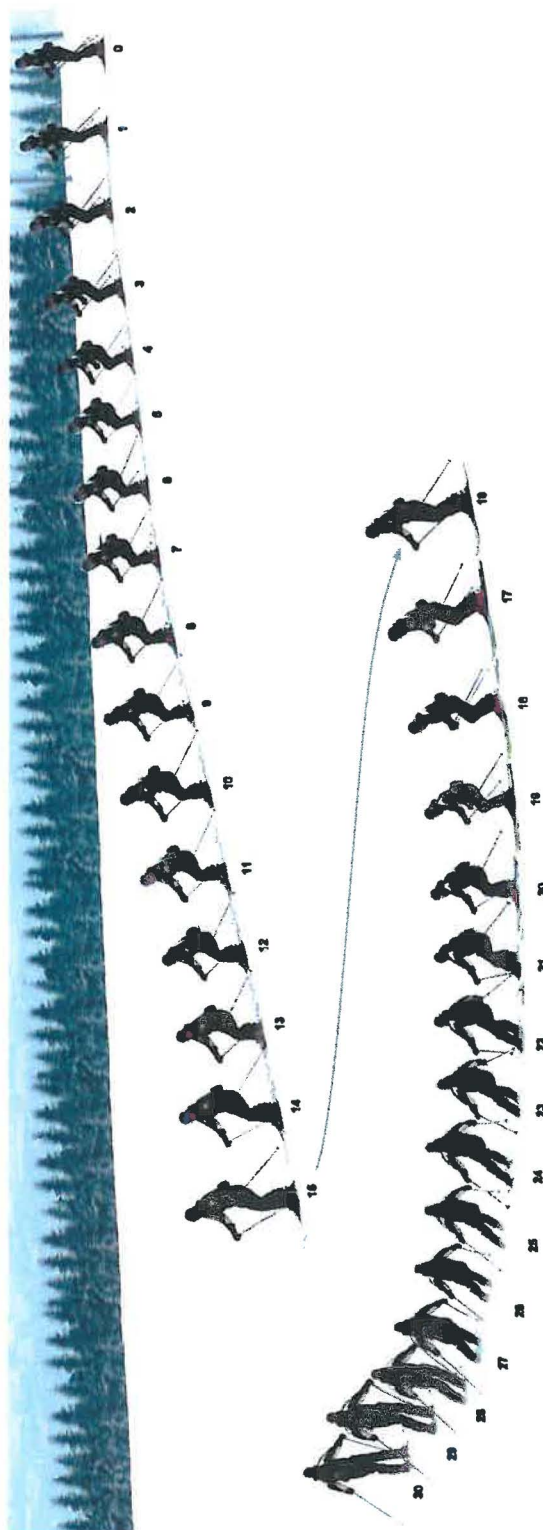


Střední oblouk lyže - součást diplomového úkolu Veroniky Sedliské (Sedliská, 2006)

Graf č. 4



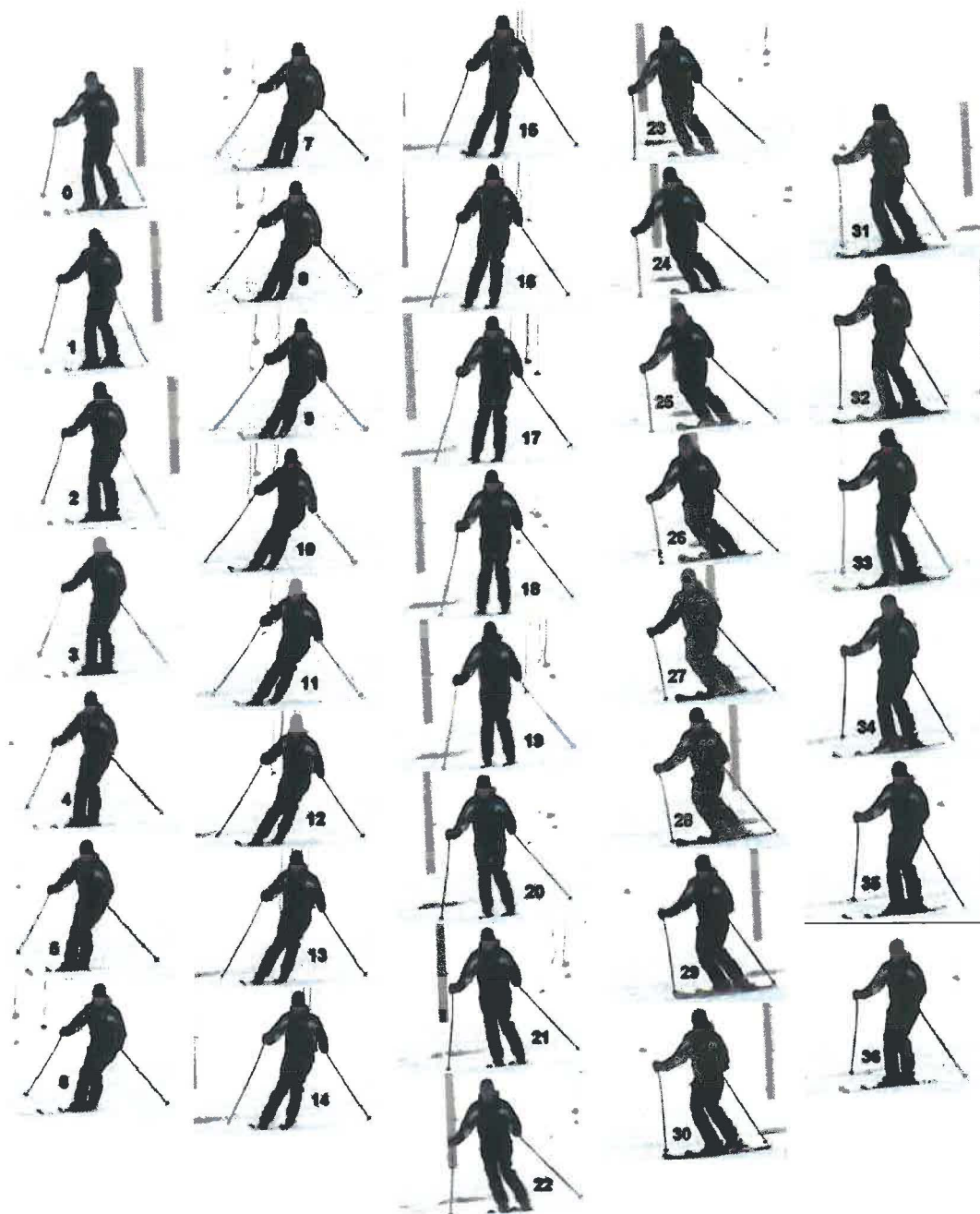
Oblouk na lyžích (obr. 20) - součást diplomového úkolu Veroniky Sedliské (Sedliská, 2006)



Oblouk na snowblade (obr. 21)



Krátký oblouk – lyže (obr. 22)



Popis středního oblouku - součást diplomového úkolu Veroniky Sedliské (Sedliská, 2006)
(viz graf č. 4)

Musculus trapezius, pars cranialis dx.

U tohoto svalu byla vysledována relativně pravidelná cyklická aktivace bez stranového rozlišení oblouků. Nepředbíhá aktivaci m. erector trunci, který nacházíme rovněž v pravidelných stranově se nelišících aktivacích. Lze usuzovat, že uskutečnění orientované postury má u středního oblouku dosti času pro pohled do následujícího směru jízdy „celým trupem“ a že torzní změny můžeme nacházet až v oblasti pánve, nejvýše však pod L3.

Musculus gluteus med. dx.

Zde nalézáme snížení aktivity v přechodové fázi mezi oblouky doprava a doleva (obr. 23). Aktivita však přetrvává v přechodové fázi mezi oblouky doleva a doprava. Sval tak udržuje stabilitu pánve v rovině frontální ve chvíli, kdy je dokončován oblouk na více zatížené zevní, pravé (sledované) DK a na stejné DK je zahajován další oblouk. Znamená to, že m. gluteus med. nepustí levou DK předčasně na sněh jako dominující opornou DK, a že postura je v začátku pravého oblouku zajišťována dominantně přes pravou DK. Tomu odpovídá mírné snižování aktivity v průběhu oblouku doprava. Sval tak postupně přenechává hlavní roli v udržení postury levé (vnější) DK. Dá se říci, že sval svojí činností překlenuje přechodovou fázi mezi oblouky doleva a doprava a zajišťuje tak funkčně postupné předávání dominance v udržování postury z pravé DK na levou DK až v průběhu oblouku doprava. Zde vidíme hlavní rozdíl oproti starší technice zatáčení na lyžích, v českých zemích označované jako kročná technika. Zde byla dominance předána v přechodové fázi mezi oblouky.

Obr. 23



4

3

2

1

Musculus rectus femoris dx.

Obr. 24



Je aktivován v obou obloucích, jízda se tak uskutečňuje v podmínkách postury zajištěné oběma DDK v semiflekčním postavení. Toto postavení je vynuceno variabilními terénními podmínkami. Toto postavení v měnících se terénních podmínkách je z hlediska lidské dvouoporové postury obecné. Semiflexi ve všech třech hlavních kloubech DDK nalezneme při jízdě na SNWB, skateboardu a při dalších pohotovostních postojích, převážně však v podmínkách skluzu, který není z hlediska lidské posturální ontogeneze přirozený, protože ohrožuje posturální stabilitu (obr 24).

Postupný nárůst aktivity m. rectus femoris v oblouku doleva (je na zevní straně) ukazuje na přebírání dominance v zajištění postury a odpovídá to postupnému předávání této funkce od kontralaterálního svalu prostřednictvím m. gluteus med. (obr. 25).

Obr. 25



Výrazný vrchol aktivity se nachází ve chvíli, kdy se pravá DDK nachází v nejvíce flektovaném postavení v rámci semiflexe a začíná realizovat zdvih.

Poté aktivita výrazně padá, kdy pravá DK přenechává dominanci v zajištění postury levé DK, v lyžařské terminologii „zvedá se na vnitřní.“ (obr. 26)

Zvedání těžiště více na vnitřní (zde levé) DK je odhalitelná díky měření EMG potenciálů svalů, z vnějšího pohledu je tato skutečnost obtížně pozorovatelná.

Obr. 26



Nejnižší aktivitu m. rectus femoris nacházíme ve fázi všech přechodů mezi oblouky, kdy se kyčelní klouby nacházejí v rámci semiflexe v nejvíce extendovaném postavení (obr. 27).

Obr. 27



Musculus biceps femoris dx.

Má výraznou aktivitu při jízdě v oblouku doprava, tzn. ve chvíli, kdy pracuje měřený sval v rámci vnitřní DK. V rámci jednotlivých oblouků nacházíme jeho reciproční zapojení vs. m. rectus femoris, kdy m. biceps femoris jakoby „pouští do funkce“ m. rectus femoris v době jeho nejvyšší aktivace. Aktivně udržuje koleno a kyčel v semiflexi především v oblouku, kdy je sledovaná DK na vnitřní straně.

Odlišnost výše jeho aktivity vyplývá z rozdílného úhlu flexe v kyčli na vnitřní a vnější straně oblouku.

Musculus adduktor magnus dx.

Udržuje širší stopy v obloucích, jeho zapojení je symetrické při obloucích na obě strany. Dá se předpokládat obdobná funkce celé adduktorové skupiny. Rozhodně je nutné upozornit na pokles aktivity m. adduktor magnus ve chvíli nejvyšší aktivace m. gluteus medialis. Pravidelné částečné snížení aktivace tohoto svalu před blížící se přechodovou fází mezi oblouky ukazuje na pravděpodobný nárůst aktivace nesledovaného ipsilaterálního m. gluteus max., tedy v období maximální extenze kyčelního kloubu (v rámci semiflekčního pohotovostního postavení). Pravidelnost tohoto adduktoru na obě strany ukazuje na jeho oboustranné zapojení, odvozujeme od tohoto i oboustranné synchronní zapojení m. gluteus max. dx. et sin. Synchronní zapojení těchto svalů nám prozrazuje zajištění postury prostřednictvím obou DDK. Kineziologicky zobrazuje současnou techniku zatáčení na lyžích, uskutečňovanou jízdou po dvou lyžích.

Krátký oblouk

(viz graf č. 3)

Rozdíly oproti střednímu oblouku

(viz graf č. 2) - součást diplomového úkolu Veroniky Sedliské (Sedliská, 2006)

Největší rozdíl nacházíme ve vzniku laterální asymetrie aktivace m. trapezius dx. pars descendens a m. erector trunci dx. ve výši L2.

Dva analyzované krátké oblouky měly trvání od přechodové fáze mezi obloukem doprava a obloukem doleva a opět další přechodovou fází mezi obloukem doprava a doleva 1,35 sec, což odpovídá 34 polohám z obr. krátký oblouk - 34 poloh $\cdot 0,04 \text{ sec} = 1,36 \text{ sec}$ (kamera snímá 25 obr./sec).

Obdobný časový údaj u dvou analyzovaných středních oblouků činil 4,96 sec. Z technických důvodů je znázorněna každá 4. poloha z videokamery. Tedy z obrázku střední oblouk 31 poloh $\cdot 4 = 124$ poloh v období dvou oblouků. $\cdot 0,04 \text{ sec} = 4,96 \text{ sec}$.

Rozdíl v trvání středního a krátkého oblouku může být důvodem odlišného režimu zapojení m. trapezius pars desc. a m. erector trunci.

U středního oblouku má pohybová soustava dostatek času k tomu, aby se ve fázi orientované postury (atitudy) do budoucího směru pohybu orientoval neboli „podíval“ celý trup. Časové omezení v krátkém oblouku takovou možnost neskýtá, trup musí zůstat stále v relativně stejné poloze vůči terénu, tzn. nenatáčí se do směru jízdy. V průběhu oblouku tak dochází k torzi v oblasti trupu a jak vidíme i v oblasti C páteře proti smyslu otáčení lyží v oblouku. V lyžařské terminologii je tento stav popsán jako „protirotace.“

M. gluteus medius dx. ještě zesílil svoji stabilizační funkci pánve ve fázi přechodu mezi oblouky doleva a doprava. Pro udržení postury dominantní pravá DK v 2. půli oblouku doleva (vnější DK) tak zůstává dominantní i při zahájení oblouku doprava (nyní je vnitřní DK), v lyžařské terminologii oblouk zahájen na vnitřní lyži.

U m. tensor fasciae latae dochází k chaotické aktivaci. Sval reaguje na terénní podmínky, aktualizuje udržení lyže na hraně (ve smyslu abdukce v kyčli), především na hraně vnitřní, tj. při oblouku doprava.

Adduktor magnus v rámci sledovaného „dvojoblouku“ doleva - doprava (vnější – vnitřní lyže) pracuje antagonisticky s m. gluteus med. Recipročně se koaktivuje až později při oblouku doprava, kdy je sledovaná DK na vnitřní straně. Nacházíme koaktivaci m. tensor fasciae latae dx. V této fázi na vnitřní straně oblouku přestala být pravá DK posturálně dominantní, m. rectus femoris dx. snížil aktivaci a tyto adduktory a tensory spolupracují na udržení DK v odpovídající poloze ve frontální rovině.

Krátký oblouk na snowblade

U krátkého oblouku na snowblade (dále jen blade) vidíme obdobnou stranovou asymetrii zapojení m. trapezius pars descendens jako u krátkého oblouku na sjezdových lyžích (dále jen lyže). Je zajímavé, že na blade neovlivňuje horní trapézový sval tolik aktivitu m. erector trunci (L2), který má stranově symetrickou charakteristiku aktivace. Může to být způsobeno tím, že není plně přenesen pohybový stereotyp lyžařky z lyží na krátké blade.

M. gluteus medius opět setrvává v aktivaci v přechodové fázi oblouků doleva-doprava. Sval tak opět kontroluje stabilitu pánve v rovině frontální a „nepouští“ levou DK předčasně do dominantní opory (obr. 28).



Obr. 28

Nacházíme však rozdíl oproti lyžím v zapojení svalu při oblouku doprava, znamená to, že hmotnost těla je více a déle přenesena na vnitřní lyži než je tomu u lyží. Zde může existovat souvislost s vyšší aktivací m. erector trunci při oblouku doprava (měřená strana je na vnitřní straně oblouku), který přenos zatížení zajišťuje.

Stranovou symetrii aktivace m. erector trunci můžeme odvodit i od absence držení lyžařských holí na blade (obr.29).



Obr. 29

V opačném režimu nacházíme timing aktivace m. adductor magnus. Na rozdíl od lyží zde pracuje více v antagonistickém režimu vůči m. gluteus medius. V tom můžeme nalézt další odlišnost pohybového stereotypu oblouků na lyžích a na blade. Znamenalo by to, že ve chvíli přechodu mezi oblouky doleva-doprava, kdy sledovaná pravá DK se stává vnitřní končetinou, sval jakoby „pouští budoucí vnější lyži ze své kontroly a mohlo by dojít k rozšíření stopy ve smyslu dráhy levé lyže směrem k tečně oblouku (obr. 30).

Obr. 30



M. rectus femoris vykazuje podobný timing jako u lyží. Jeho aktivita je však stranově výrazněji diferencována. Vypovídá to o větší dominanci vnější DDK při zajišťování postury. Pokles aktivity mezi oblouky odpovídá vyššímu postavení lyžařky. Zdvih mezi oblouky je realizován více vnější DK než u lyží, zřejmě proto i nábor potenciálů vykazuje srovnatelně vyšší hodnoty (obr. 31).

Obr. 31



M. tensor fasciae latae je v oblouku doleva na blade aktivován relativně více než na lyžích. Lyže je tak méně tlačena na vnitřní hranu vnější DK než u běžných lyží. Vyplývá to z jedné z funkcí tohoto svalu – abdukce. Dále ze skutečnosti, že není více aktivován abduktor, který by napětí tenzoru eliminoval.

U m. biceps femoris nacházíme výraznou aktivitu při jízdě v oblouku doprava, tzn. ve chvíli, kdy pracuje měřený sval v rámci vnitřní DK, podobně jako na lyžích pracuje v antagonistickém timingu s m. rectus femoris, odlišnost výše jeho aktivity vyplývá z rozdílného úhlu flexe v kyčli na vnitřní a vnější straně oblouku.

7. Závěr

Na začátku této práce jsme si vytyčili čtyři úkoly. První byl charakterizovat oblouk v alpském lyžování jako problém zajištění postury ve variabilních vnějších podmínkách.

Jak už bylo uvedeno výše, při jízdě na sjezdových lyžích nevzniká (kromě bruslení, odšlapování a odpichu hůlkami) pohyb tak, že bychom se přitahovali k pevnému bodu nebo od něj odráželi. Pohyb lyžaře způsobuje gravitace. Úkolem lyžaře není zajištění pohybu vpřed, ale udržení rovnovážného postavení při jízdě z kopce nebo při zatáčení. Při obloucích lyžař zajišťuje postavení (posturu) proti gravitaci, odstředivé síle a proti brzdné síle vznikající třením lyží o sněh.

Stoj (postura) je v gravitačním prostředí zajišťován zcela automaticky a vytvořil se vývojem v raném dětství. Člověk automaticky udržuje rovnováhu a spotřebuje při tom velmi málo energie. Při symetrickém stoji (který není běžný, běžně se střídá stoj asymetrický) jsou chodidla na podložce vytočena mírně špičkami od sebe přibližně v šíři pánve. Při ohrožení stability v dopravních prostředcích, při nevolnosti, při únavě, na kluzkém terénu (tedy i lyžování) apod. dochází k rozšíření stoje. Opora se tak přesouvá ke vnitřním hranám chodidel, z této hrany se člověk odrazí pro znovunabytí rovnováhy. Stoj na celé ploše chodidla a odraz z jeho **vnitřní hrany** je pro nás zcela přirozený. Naopak se nikde v našem přirozeném vývoji nenachází zajištění stoje nebo odraz z **vnější hrany** chodidla.

Náš druhý úkol byl stanovit možnosti objektivního sledování zapojených svalových skupin při zajišťování postury v průběhu vykonávaného oblouku.

Vycházeli jsme z předpokladu, že postura i pohyb probanda na sjezdových lyžích je v souladu s principy lidské motorické ontogeneze. V opačném případě by dlouhodobé provádění této pohybové činnosti vedlo k přetížení a patologii zúčastněných struktur. Aspekci bylo zjištěno, že sledovaná lyžařka nevykazuje ve frontální rovině významnější asymetrie ani laterální dysbalance (viz foto uvedené v metodologické části).

Bylo proto možné měřit aktivitu svalů pouze na jedné straně a zapojení kontralaterální strany odhadnout z aktivity sledovaných svalů v druhostranném oblouku. Tento postup byl zvolen z důvodů šetření měřených kanálů (svalů).

Měření proběhlo intraindividuálně, bez změny citlivosti kanálů snímajících EMG potenciály. Povrchová elektromyografie byla prováděna na 7 přístupných svalech. Činnost byla zaznamenávána bez přelepování elektrod. Tím jsme vyloučili snížení kvality výzkumu a objektivnost sledování živého objektu byla tak maximální. Mohli jsme tak potom mezi sebou porovnat dvě různé pohybové aktivity.

Nemáme žádné dostupné informace o tom, že by podobné měření v terénu přenosným přístrojem s pamětí již proběhlo.

Poslední dva úkoly byly rovněž splněny – analýza oblouku na sjezdových lyžích i na snowblade úspěšně proběhly a porovnání kineziologického obsahu je detailně rozebráno ve výsledkové části.

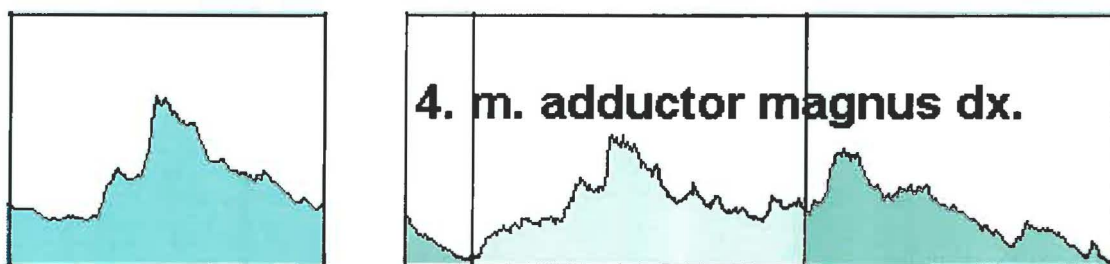
Z hlediska námi provedeného šetření můžeme tvrdit, že jízda bez holí může způsobit větší stranovou symetrii průběhu aktivace m. erector trunci (L2). Výraznější asymetrie není iniciována ani asymetrií m. trapezius, pars descendens.

Větší vertikální pohyb těžiště můžeme odvodit od vyšší dynamiky aktivity u blade u svalů: m. rectus femoris a m. biceps femoris (m. gluteus medius).

Méně důraznou kontrolu šíře stopy na blade ukazuje průběh aktivace m. adductor magnus, m. tensor fasciae latae.

Je velmi zajímavé intraindividuálně porovnat aktivaci m. adductor magnus v průběhu oblouku doprava u lyží a u blade (obr. 32). Nacházíme velmi silně fixovaný stereotyp, který se projevuje téměř identickým průběhem aktivace:

Obr. 32



Na základě provedeného měření můžeme říci, že se u sledované, technicky vyspělé lyžařky pohybové stereotypy velice blíží. Rozdíly mohou být způsobeny:

1. Velmi silnou fixací stereotypu, vázaného na točivost nejčastěji užívaných lyží carvingového typu. To se projevuje odlišným přenosem váhy těla v přechodové fázi oblouku a odlišným rozsahem zdvihu těžiště.

2. Absencí držení holí.

Z uvedeného vyplývá, že lyže typu blade (supershots) nejsou vhodnou alternativou pro koordinačně vyspělé lyžaře. Podobnost stereotypu naopak dovoluje doporučit tento typ lyží při výuce lyžařů nacházejících se v počátcích vytváření efektivní postury pro sjezdové lyžování.

Seznam použité literatury

- ČIHÁK, R (2001). *Anatomie I* Avicenum. Praha
- DE LUCA, CJ. *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*. The International Society for Biomechanics [online] 1993. Internet: www.delsys.com.
- DE LUCA, CJ. *Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles*. *Muscle Nerve* 1993, 16 (2), s. 210-216.
- DUFEK, J. *Elektromyografie*. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, Brno 1995.
- DYLEVSKÝ, I. *Kineziologie*. Praha: Alberta, s.r.o., 1994.
- FLEISCHMANN, J. LINC, R. *Anatomie člověka*. Praha: SPN, 1983. s. 297.
- GOOR, C. et al. *Current practice of clinical elctromyography*. Amsterdam: Elsevier, 1984.
- HNÍK, P. *What is muscle tone?* *Physiologia Bohemoslovaca* 30, 1981, 385-468
- JAHODOVÁ, P. *Polyelektromyografická studie hybného stereotypu extenze v kyčelním kloubu*. Dipl. práce, Praha, FTVS UK 1999.
- JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing, 1996
- JANDA, V. *Vyšetřování hybnosti*. Praha: Avicenum, 1981.
- JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (nepraktických) hybných poruch*. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, Brno 1982.
- JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VÉLE, F. *Funkce hybného systému*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1966.
- KADAŇKA Z. BEDNAŘÍK J. VOHÁŇKA S. *Praktická elektromyografie*. Brno: IDVPZ, 1994.
- KARAS V., OTÁHAL S. *Úvod do biomechaniky svalové činnosti při tělesném pohybu člověka*. Praha: SPN, 1972.
- KELLER, O. *Elektromyografie*. Triton. Praha, 1998.
- KELLER, O. *Obecná elektromyografie*, Triton, Praha 1994.

- KLEISSEN, R.F.M., BUURKE, J.H., HARLAAR, J., ZILVOLD, G. *Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application*, Gaint and Posture. 1998.
- KOLÁŘ, P. *Neurofyziologické podklady řízení pohybového systému*. Přednáška. 1. LF Praha, 11. 3. 2000.
- KOLÁŘ, P. *PEMG sledování bérceových svalů kombinované pantografickým vyšetřením*. Čs. Pediatr. 50, 1995, 87-89.
- KOLÁŘ, P. *Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1998, č. 4, s. 142 – 147.
- KOLÁŘ, P. *Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2001, č. 4, s. 152 – 164.
- KOLÁŘ, P. *The sensomotor nature of postural functions*. Its fundamental role in rehabilitation on the motor system. The Journal of Orthopedical Medicine, 1999, č.2,
- KOLEKTIV AUTORŮ. *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada Publishing, 1997.
- KRAČMAR, B. *Exploitation of reflexive locomotion theory by qualitative analysis of sports activity*. Acta Universitatis Carolinae Kinantropologica. Vol. 37, 2 – 2001, s. 38 – 46.
- KRAČMAR, B. *Funkční centrace kloubů při nastavení výchozí polohy při nácviku oblouků na lyžích*. Česká kinantropologie 2002, č. 1, s. 74 – 92.
- KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*: Habilitační práce. Studie lokomočního pohybu při jízdě na kajaku. Praha: UK FTVS, 2002.
- KRAČMAR, B. *Pohybové vzorce reflexní lokomoce ve sportovní pohybové činnosti*. In: Sborník XII. konference společnosti rehabilitační a fyzikální medicíny. Jáchymov: 2001.
- KRAČMAR, B. *Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti*. In: Sborník příspěvků mezinárodní konference Pohyb a zdraví. Olomouc: Univerzita Palackého, 2001, s. 296 – 300.
- KRÁL, J. *Příspěvek k objektivnímu hodnocení svalové souhry*. Kand. disert. Práce, Praha, FTVS UK 1992.

- LINC, R., KOLÁŘ, P., JELEN, K. *Stabilografické a polyelektromyografické vyšetření posturální dynamiky*. Acta Universitatis Carolinae Gymnica 23 (2), 1987, 51-59.
- LINC, R., KRÁL, J. *Polygrafické vyšetření koordinačních vztahů svalstva vybraných kloubů*. Acta Universitatis Carolinae Gymnica 23 (1), 1987
- LINC, R., KRÁL, J., VÉLE, F. *Kineziologický rozbor svalové funkce*. Plzeň. Lék. Sborn., Suppl. 63, 1991.
- MELICHA, J. *Pohyb a morfologická adaptibilita kosterního svalu*. Praha, UK. 1990
- MULDER, T. *Current topics in motor control: implications for rehabilitation*. In: Neurological rehabilitation, Psychologic Press, UK. 1997.
- OTÁHAL, S., KARAS, V., SUŠANKA, P. *Biomechanika tělesných cvičení*. Státní pedagogické nakladatelství. Praha 1990.
- PARDONE, A., SCHIEPPATI, M. *Postural adjustment associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man*. Exp. Brain res. 69. 1988.
- PFEIFFER, J. A KOL. *Facilitační metody v léčebné rehabilitaci*. Praha: Avicenum, 1976.
- RODOVÁ, D. *Vztah mezi elektromyografickým signálem a silou*. Fyzioterapie 2001, č. 1, s.2.
- RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie*. Rehabil. Fyz. Lék. 2001, č. 4, s. 173-177.
s. 40 – 45.
- TLAPÁKOVÁ, E. *Biomechanická interpretace elektromyografu*. Kandidátská disertační práce. Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, Praha, 1981.
- VACKOVÁ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Diplomová práce. Praha: FTVS UK, 2004.
- VAŘEKA, I. *Principy vývojové kineziologie ve Vojtově metodě reflexní lokomoce*. Fyzioterapie, 2000, č. 3, s. 2.
- VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995.
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Avicenum, 1997.
- VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada, 1993.
- VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing, 1995.